

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Měření biologických signálů v reálném čase
Real Time Biological Signals Measurement

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student:

Aleš Liberda

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Měření biologických signálů v reálném čase
Real Time Biological Signals Measurement

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou měření dýchání u radioterapie a jejich důvody.
2. Seznámení se s možnostmi monitorování dechu při radioterapii a CT diagnostice.
3. Návrh a realizace měřicího řetězce pro telemetrický záznam dechové činnosti pacienta v reálném čase.
4. Provedení reálných měření.
5. Zhodnocení výsledků a testů.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. SVATOŠ, J. *Biologické signály I*. 1. vyd. Praha: ČVUT Praha, 1995. 204 s.
2. PENHAKER, M., M. IMRAMOVSKÝ, P. TIEFENBACH a F. KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje učební texty*. Ostrava: VŠB - TU Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
3. PEREZ, R. *Design of Medical Electronic Devices*. 1st Edition. San Diego(USA): Academic Press, 2002. 296 s. ISBN 0125507119.
4. WEBSTER, J. *Medical instrumentation: Application and Design*. 3rd Edition. NY(USA): John Wiley&Sons, 1997. 691 s. ISBN 0471153680.
5. CARR, J. Joseph, John M. Brown. *Introducion to Biomedical Equipment Technofogy*. 4th Edition. Upper Saddle River, New Jersey(USA): Prentice Hall, 2000. 743 s. ISBN 0130104922.
6. MacKay, Stuart R. *Bio-Medical Telemetry: Sensing and Transmitting Biological Information from Animals and Man*. 2nd Edition. Wiley-IEEE Press, 1998. 556 s. ISBN 0780347188.
7. FRADEN, Jacob. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications (Handbook of Modern Sensors)*. 3rd Edition. NY(USA): Springer, 2003. 589 s. ISBN 0387007504.
8. OLANSEN, J. B., E. ROSOW. *Virtual Bio-Instrumentation: Biomedical, Clinical, and Healthcare Applications in LabVIEW*. Upper Saddle River(USA): Prentice Hall, 2002. 608 s. ISBN 0130652164.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně.

Uvedl jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpal.



.....
Aleš Liberda

Datum odevzdání bakalářské práce: 4. 5. 2012

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu práce panu Ing. Markovi Penhakovi, Ph.D. za čas strávený konzultacemi této práce, poskytnuté rady a trpělivost. Dále patří mé poděkování panu Ing. Martinu Stankušovi za rady a konzultace, které přispěly k pochopení problematiky práce s modulem bmeng DAU a dopomohly tak k úspěšnému vytvoření softwaru k realizovanému zařízení. Nakonec bych chtěl samozřejmě poděkovat všem nejmenovaným, kteří mě v průběhu této práce ať už přímo nebo nepřímo podporovali.

Abstrakt

Radioterapie je v současné době jednou z nejrozšířenějších oblastí medicíny, která zahrnuje ty zatím nejúčinnější metody léčby onkologických onemocnění, které jsou poskytovány pacientům díky velmi sofistikované přístrojové technice. Avšak i přes velmi kvalitní technologické zpracování současných radioterapeutických přístrojů jsou stále v některých situacích a oblastech lidské fyziologie bezradné nebo alespoň částečně závislé na dobré spolupráci zdravotnického personálu a pacienta. Jednou z těchto oblastí je vliv dýchání pacienta v průběhu terapie na kvalitu a bezpečnost zákroku. Tato práce se tedy zabývá návrhem a realizací měřicího řetězce pro telemetrický záznam dechové činnosti pacienta při radioterapeutickém zákroku. Pro takovéto zařízení měřící dechovou činnost je důležité, aby co nejméně omezovalo komfort pacienta, mělo rychlou odezvu a přesně a názorně informovalo zdravotnický personál o dechové činnosti pacienta v průběhu zákroku.

Klíčová slova

radioterapie, dechová činnost, měření v reálném čase, dýchání pacienta, měření dýchání

Abstract

Radiotherapy is currently one of the most advanced parts of medicine, which includes those yet most effective methods of treatment of oncological diseases, which are provided to patients through a very sophisticated instrumentation. However, despite the high quality technological processing of the current radiotherapy machines are still in some situations and areas of human physiology clueless, or at least partially dependent on good cooperation of medical personnel and patients. One of these areas is the impact the patient's breathing during therapy on the quality and safety of the procedure. This task therefore deals with the design and implementation of measuring chain for telemetric recording of respiratory activity of the patient during radiotherapy treatment. For such a device measuring respiratory activity is important to make at least limited the comfort of the patient, had a quick response and should accurately and clearly informed the medical personnel of the respiratory activity of the patient during procedure.

Key words

radiotherapy, respiratory activity, real time measurement, patient breathing, respiration measurement

Seznam použitých symbolů a zkratek

ABC	(angl. Active Breathing Coordinator) aktivní koordinátor dýchání
ADC	(angl. Analog – Digital Converter) analogově – digitální převodník
CPU	(angl. Central Processing Unit) centrální procesorová jednotka
CT	(angl. Computed Tomography) počítačová tomografie
DAU	(angl. Data Acquisition Unit) jednotka pro získávání dat
DPS	deska plošných spojů
EEG	elektroencefalogram, elektroencefalograf
EKG	elektrokardiogram, elektrokardiograf
EMG	elektromyograf, elektromyogram
EOG	elektrookulograf, elektrookulogram
GK	grafická karta
GUI	(angl. Graphical user interface) grafické uživatelské rozhraní
LA	(angl. Left Arm) levá ruka
MEG	magnetoencefalograf, magnetoencefalogram
MKG	magnetokardiograf, magnetokardiogram
MMG	magnetomyograf, magnetomyogram
MOG	magnetookulograf, magnetookulogram
NTC	(angl. Negative Temperature Coefficient) negativní teplotní koeficient
OS	operační systém
PCB	(angl. Printed Circuit Board) deska plošných spojů
PTC	(angl. Positive Temperature Coefficient) pozitivní teplotní koeficient
RA	(angl. Right Arm) pravá ruka
RAM	(angl. Random access memory) paměť s náhodným přístupem
RL	(angl. Right Leg) pravá noha
USB	(angl. Universal Serial Bus) univerzální sériová sběrnice

Obsah

1	Úvod.....	2
2	Teoretický rozbor problematiky.....	3
2.1	Fyziologie dýchání.....	3
2.1.1	Ventilace plic.....	3
2.1.2	Mechanismus dýchání.....	4
2.1.3	Základní typy dýchání	5
2.1.4	Transport dýchacích plynů.....	5
2.1.5	Regulace dýchání.....	6
2.2	Biologické signály	6
2.2.1	Druhy biologických signálů.....	6
2.2.2	Biologické signály a dýchání.....	7
2.2.3	Metody snímání biologických signálů dechové činnosti	7
2.3	Radioterapie	8
2.3.1	Lokalizace nádorů.....	8
2.3.2	Nádorové ložisko – cílový objem	8
2.3.3	Problematika dýchání v radioterapii	9
2.3.4	Současné metody řešení problematiky dýchání v radioterapii.....	10
3	Návrh řešení měřicího řetězce.....	13
3.1	Výběr snímaných signálů.....	13
3.2	Teplotní biologický signál dýchání.....	13
3.2.1	Možnosti měření teploty	13
3.3	Signál dýchacích pohybů	15
3.3.1	Možnosti měření dýchacích pohybů	16
3.4	Dechová křivka a EKG	17
3.5	Obecný měřicí řetězec.....	18
3.6	Návrh softwaru	19
4	Realizace měřicího řetězce.....	20
4.1	Realizace A/D převodníku	20
4.2	Realizace nosního teplotního snímače	20

4.3	Realizace snímače respiračních pohybů	23
4.4	Realizace snímání změn elektrického signálu vlivem respirace	25
4.5	Realizace snímání změn impedance způsobených vlivem respirace	25
4.6	Realizace desek plošných spojů (DPS).....	26
4.7	Realizace softwaru (GUI)	27
4.8	Realizace datového prodlužovacího vedení	29
5	Testování.....	30
5.1	Testování vlivu nastavení zesílení signálu piezoelektrického pásu	31
5.2	Testování vlivu nastavení zesílení a offsetu signálu nosního teplotního senzoru.....	32
5.3	Testování reakce senzorů na apnoe pokusné osoby	35
5.4	Testování detektoru dechových cyklů v softwaru.....	36
6	Závěr	37
7	Použité zdroje.....	39
8	Seznam příloh	40

1 Úvod

Současná medicína je doslova zahlcena množstvím přístrojů, které v mnohých případech poskytují již kvalitní služby koncovým uživatelům a pro obor radioterapie to určitě platí dvojnásob. Už jen kvůli užití ionizujícího záření při léčbě onkologických onemocnění jsou nároky na kvalitu provedení a bezpečnost při užívání těchto přístrojů mnohonásobně vyšší než v jiných oblastech zdravotnické přístrojové techniky, což se samozřejmě odráží také v ceně takovýchto přístrojů. V dnešní době se však v mnohých případech výrobci radioterapeutických přístrojů drží osvědčených trendů, co se dodatečných funkcí radioterapeutických přístrojů týče, a proto jsou některé problémy ve většině dnešních přístrojů nedořešeny nebo jsou vyřešeny jen částečně. Jedním z takových problémů radioterapeutických přístrojů je monitorování dechové činnosti, která bezpochyby mechanicky ovlivňuje pozici tkání při radioterapii, což komplikuje zákrok, zvláště pokud pacient nespolupracuje se zdravotnickým personálem. V takových situacích souvisí s monitorováním pohybů částí těla pacienta při jeho dýchání automatické zaměřování místa aplikace ionizujícího záření samotným přístrojem.

Tato práce se zabývá pouze částí monitorování dechové činnosti, konkrétně návrhem a realizací měřicího řetězce, který je schopen o dýchání a intenzitě dýchání pacienta názorně informovat příslušný zdravotnický personál. Hlavními požadavky jsou zachování komfortu a bezpečnosti pacienta, spolehlivost a dosažení výsledku za nízké náklady. Hlavním konstrukčním požadavkem je použití modulu bmeng DAU jako ADC příslušných analogových signálů snímaných z pacienta přímo v místnosti, kde bude probíhat samotná terapie, a po digitalizaci signálů je adekvátně zobrazit v počítači v ovládací místnosti, kde bude přítomen příslušný zdravotnický personál.

2 Teoretický rozbor problematiky

Tato část práce se zabývá teoretickým rozбором již zmíněné problematiky (viz Úvod), tedy teorie dýchání, signálových projevů dechové činnosti a části teorie obecné radioterapie. Obsah této kapitoly je tedy zohledněn v následujících částech této práce, kterými jsou především návrh a realizace měřicího řetězce.

2.1 Fyziologie dýchání

Dýchací systém je složen ze systému umožňujícího výměnu plynů (plíce) a z pumpy, která plíce ventiluje. Tento systém zajišťuje tři základní funkce: ventilace (mechanismus výměny plynů mezi okolní atmosférou a plícemi), difuzi (výměna plynů mezi alveolárním vzduchem a krví) a perfúzi (průtok krve plícemi). Dospělý člověk v klidu spotřebuje za minutu v průměru asi 0,25 l kyslíku a vytvoří asi 0,2 l oxidu uhličitého. V 1 l krve se rozpustí asi 3 ml kyslíku. Rozhodující význam má transport kyslíku hemoglobinem v červených krvinkách. Hlavním úkolem regulačních funkcí je zajistit rovnováhu mezi metabolickou potřebou organismu a ventilací plic [4] [3].

2.1.1 Ventilace plic

Ventilace plic zajišťuje výměnu vzduchu mezi okolní atmosférou a alveoly. Tuto výměnu umožňuje proudění vzduchu v dýchacích cestách ve směru tlakových gradientů. Od terminálních bronchiolů k alveolům se stává významnou také difuze a dýchací plyny difundují k a od alveolární membrány ve směru koncentračních gradientů [3].

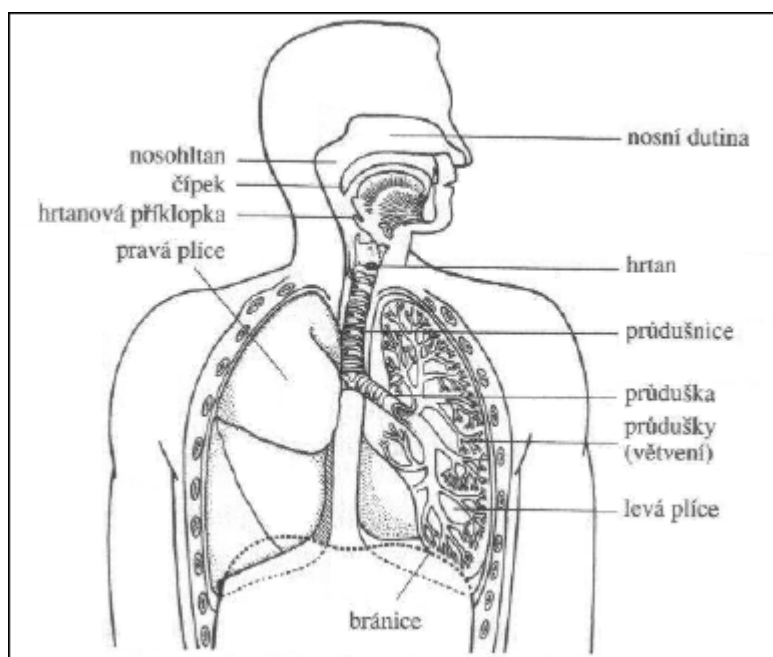
Do dýchacích cest vstupuje vzduch nosem nebo ústy. Dále pokračuje faryngem (hltanem), kde se kříží dýchací a trávicí cesty, do laryngu (hrtanu), trachey (průdušnice), bronchů (průdušky) a přes bronchioly (průdušinky) až do alveolů (Obr. 1). Kromě přivádění a odvádění vzduchu k alveolům mají dýchací cesty i další důležité funkce [3] [4]:

- vzduch se v dýchacích cestách zbavuje nečistot,
- teplota vzduchu je upravována na tělesnou teplotu a vzduch se zvlhčuje,
- bronchy usměrňují proudění vzduchu a jeho rovnoměrné rozdělení do plic,
- lymfatická tkáň tvoří v dýchacích cestách bariéru proti infekci,
- tvorba hlasu na hlasívkách způsobená proudem vydechaného vzduchu

Ventilace plic je nejčastěji popisována pomocí spirometrie, jejímiž hlavními hodnotami jsou statické a dynamické objemy a kapacity plic viz tabulka Tab. 1.

Hodnoty statické		Hodnoty dynamické	
VC	vitální kapacita ($IRV + V_T + ERV$)	FVC	usilovná vitální kapacita
IRV	inspirační rezervní objem	FEV ₁	usilovný výdech vitální kapacity za 1 s
ERV	expirační rezervní objem	PEF	vrcholový expirační průtok
V _T	dechový objem	MVV	maximální minutová ventilace
RV	reziduální objem	D _f	dechová frekvence
FRC	funkční reziduální kapacita	V _T	dechový objem
TLC	Totální plicní kapacita ($VC + RV$)	VE	minutová ventilace ($V_T * D_f$)

Tab. 1: Základní ukazatelé funkce plic [4]



Obr. 1: Dýchací soustava [7]

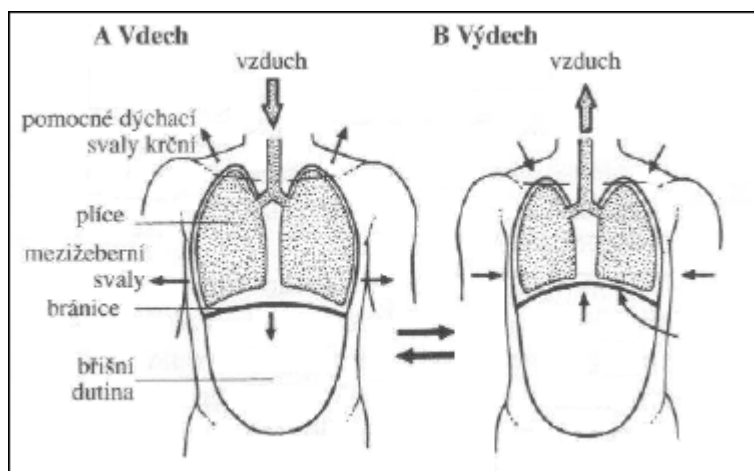
2.1.2 Mechanismus dýchání

Mezi plícemi a stěnou hrudníku je štěrbiná - interpleurální štěrbiná. Při neporušené hrudní stěně je v této štěrbině mezi hrudní stěnou a plícemi podtlak oproti atmosférickému tlaku – negativní tlak. Tento interpleurální tlak je po klidném výdechu (expirium) asi o 4 mmHg nižší než tlak atmosférický. Plíce mají vlivem elasticity plicní tkáně tendenci se smršťovat – retrakční síla plic. Proti této síle působí elasticita hrudníku. Při nádechu (inspiriu) se podtlak v interpleurální štěrbině stává více negativním vlivem působení síly inspiračních svalů (viz Tab. 2) proti retrakční síle plic. Protože plíce komunikují s atmosférickým vzduchem prostřednictvím průchodných dýchacích cest, dochází k nasávání vzduchu do plic. Nasávání vzduchu trvá, dokud se tlak v plicích a atmosférický tlak nevyrovnají. Inspirace (nádech) je vždy aktivním dějem, protože se na něm podílí inspirační (nádechové) svaly. Při klidném dýchání se zapojují v inspiraci pouze hlavní inspirační svaly, ale při usilovné inspiraci se zapojují i inspirační svaly pomocné. Po ochabnutí inspiračních svalů nastává expirace (výdech), kdy začne převládat retrakční síla plic a tlak v plicích se oproti atmosférickému tlaku okolí zvyšuje, což má za následek proudění vzduchu z plic přes průchodné dýchací cesty do okolí. Expirace je při klidném dýchání pasivní děj, což znamená, že expirační (výdechové) svaly (viz Tab. 2) nejsou aktivní a v plicích se vymění asi 0,5 l vzduch, avšak při usilovné expiraci jsou již tyto svaly zapojeny do děje (Obr. 2). Celý tento cyklus, tedy střídání inspirace a expirace se nazývá dechový cyklus a opakuje se s frekvencí v rozsahu 8-28 cyklů za minutu [3] [4].

Inspirační (nádechové) svaly	
bránice (diaphragma)	hlavní nádechový sval, vyklenuje se do dutiny břišní
vnější mezižeberní svaly (mm. intercostales externi)	hlavní nádechové svaly, zvedají žebra
zádový sval m. serratus posterior superior	pomocný nádechový sval
zádový sval m. latissimus dorsi	pomocný nádechový sval

Exspirační (výdechové) svaly	
břišní lis	hlavní výdechové svaly
vnitřní mezižeberní svaly (mm. intercostales interni)	hlavní výdechové svaly, snižují žebra
zádový sval m. serratus posterior inferior	pomocný výdechový sval
zádový sval m. latissimus dorsi	pomocný výdechový sval
Další společné pomocné svaly	
svaly hrudníku (velký prsní, malý prsní, přední pilovitý)	pomocné svaly dýchací
krční svaly	pomocné svaly nádechové

Tab. 2: Základní dýchací svaly [5]



Obr. 2: Mechanismy dýchání [7]

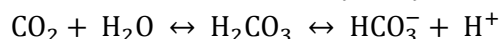
2.1.3 Základní typy dýchání

- Eupnoe – normální klidné dýchání
- Apnoe – zástava dýchání
- Oligopnoe (bradypnoe) – zpomalení dechu
- Polypnoe – zrychlení dechu
- Tachypnoe – povrchní zrychlení dechu
- Dyspnoe – dechová nedostatečnost
- Ortopnoe – těžká dušnost – pacient nemůže dýchat v leže, ale musí sedět nebo stát [4]

2.1.4 Transport dýchacích plynů

Vzhledem k tomu, že v 1 l krve mohou být rozpuštěny pouze 3 ml kyslíku (fyzikálně rozpuštěný kyslík), pak hlavním pilířem transportu kyslíku krví je hemoglobin (Hb), který podstatně zvyšuje transportní kapacitu krve (na 1 g Hb se váže 1,34ml kyslíku). Tedy při koncentraci 150 g Hb na 1 l krve je transportní kapacita asi 200 ml kyslíku. Velmi důležité jsou vlivy ovlivňující možnost nasycení Hb kyslíkem jako teplota, pH, oxid uhelnatý atd. [3] [4].

Transport oxidu uhličitého (CO₂) začíná, když parciální tlak CO₂ v tkáních překročí hodnotu parciálního tlaku CO₂ v tkáňových kapilárách. Malá část (asi 12%) CO₂ se krví přenáší jako fyzikálně rozpuštěná a část (asi 11%) se váže na hemoglobin za vzniku karbaminohemoglobinu, ale pro další transport je velmi důležitá reakce CO₂ s vodou za vzniku kyseliny uhličité a její disociace dle rovnice:



Tato reakce probíhá pomalu, ale v červených krvinkách (erytrocytech) je asi 10000 krát urychlena díky enzymu karboanhydrázy. Část HCO₃⁻ difunduje z krvinek do plazmy (asi 50%) a zbytek zůstává v erytrocytech (asi 27%) [3] [4].

2.1.5 Regulace dýchání

Mechanickou regulaci dýchání obstarávají plicní mechnoreceptory, které se nacházejí v trachei, bronších a bronchiolech a vyvolávají tzv. Hering-Breuerův reflex, který omezuje rozsah dýchacích pohybů a zajišťuje, aby dechová práce byla pro danou úroveň ventilace minimální, a brání nadměrnému rozpětí plic [3] [4].

Chemická regulace dýchání je realizována prostřednictvím chemoreceptorů lokalizovaných v aortálních a karotických tělíscích. Ty reagují na změnu koncentrace CO₂ v krvi, která vyvolá patřičnou změnu pH zvýšením minutové ventilace. Pokles koncentrace kyslíku v arteriální krvi zvyšuje rovněž ventilaci, avšak tato odpověď je mnohem menší než u reakce na zvýšení CO₂ [3] [4].

2.2 Biologické signály

Obecně je signál definován jako prostředek nesoucí nějakou informaci. Nejčastěji se jedná o nejrůznější fyzikální veličiny. Biologický signál je tedy speciální druh signálu, který má svůj původ v živém organismu a musí být stochastický. Biologický signál může být vyvolán samotnými životními projevy organismu (nativní) nebo je vyvolán fyzikálním působením na organismus z vnějšku (evokovaný). Právě podle toho jaký mají biologické signály charakter (fyzikální podstata) a jak vznikly, se dělí do několika skupin [1] [2] [6].

2.2.1 Druhy biologických signálů

Jak je výše zmíněno, biologické signály mají různý charakter (tedy mohou mít různou fyzikální podstatu) a podle toho jsou také děleny. Níže jsou uvedeny základní druhy biologických signálů a jejich nejtypičtější představitelé [1]:

- Bioelektrický signál (EKG, EEG, EMG, EOG, atd.)
- Bioimpedanční signál (stav a charakter tkáně)
- Biomagnetický (měření magnetických polí orgánů – MKG, MEG, MMG, MOG)
- Biomechanický (krevní tlak, srdeční výdej, dechová frekvence, objemy tkání)
- Bioakustický (srdeční ozvy)
- Biochemický (koncentrace O₂, CO₂ v krvi nebo dechu, pH)
- Ostatní biosignály (tělesná teplota)

2.2.2 Biologické signály a dýchání

Dýchání je složitý biologický proces, který může být sám zdrojem biologických signálů nebo může ovlivňovat jiné biologické signály vznikající v oblasti vlivu dechové činnosti. Typickými představiteli ze základních druhů biologických signálů, jejichž zdrojem je samotná dechová činnost, jsou podle fyziologie dýchání signály:

- bioimpedanční (změna objemu a struktury plicní tkáně),
- biomechanické (změny objemu hrudní a břišní oblasti, objemy, kapacity a průtoky dýchacích plynů),
- bioakustické (zvuky způsobené průtokem vzduch dýchacími cestami),
- biochemické (koncentrace dýchacích plynů v dechu nebo krvi),
- bioelektrické (činnost dýchacích svalů),
- ostatní signály (změny teploty v blízkosti vstupů dýchacích cest)

K biologickým signálům ovlivňovaným dechovou činností patří zejména EKG signál, který je jakožto bioelektrický signál značně ovlivněn změnami struktury tkáně při dýchání. S tím souvisí výše zmíněný bioimpedanční signál, který změnami impedance bezpochyby ovlivňuje měřenou elektrickou aktivitu srdečního svalu.

2.2.3 Metody snímání biologických signálů dechové činnosti

Biomechanické signály jsou jako projevy dýchání asi nejlépe vizuálně pozorovatelné, tedy především změny objemu v hrudní a břišní oblasti (pohyby dýchacích svalů), které bývají měřeny většinou pomocí různých elastických pásů, jejichž konstrukce bývá různá (např. odporové pásy nebo piezoelektrické pásy), nebo metodou tzv. celotělové pletysmografie. Naopak objemy, průtoky a kapacity dýchacích plynů již tak dobře vizuálně pozorovatelné nejsou, avšak i přesto je spirometrie nejčastější používanou metodou k vyšetření ventilace plic [1].

Bioakustické signály jsou běžně poslouchány lékaři fonendoskopem při vyšetření dýchacích cest. Elektronickou cestou měření tohoto projevu dechové činnosti by bylo použití mikrofону [1].

Biochemickými signály souvisejícími s dýcháním jsou především koncentrace a parciální tlaky kyslíku a oxidu uhličitého CO_2 ve vdechovaném a vydechovaném vzduchu nebo přímo v krvi pacienta. Obsah oxidu uhličitého CO_2 v nadechovaném a vydechovaném vzduchu je nejčastěji měřen kapnografem, tedy metodou kapnografie. Naopak pro měření nasycení krve kyslíkem se obvykle používá metoda pulzní oxymetrie. Tyto signály jsou většinou měřeny v souvislosti s kontrolou správné ventilace nebo jsou zahrnuty při spirometrickém vyšetření [1].

Bioelektrické signály mají původ v elektrických dějích, které probíhají na membránách dráždivých buněk. Současnou činností těchto buněk pak vzniká bioelektrický signál. Tyto signály jsou nejčastěji měřeny na povrchu těla pomocí povrchových elektrod nebo je možné v některých případech měřit signál invazivně pomocí podpovrchových mikroelektrod. Bioelektrickými signály souvisejícími s dýcháním jsou EMG činnosti dýchacích svalů a EKG respektive respirační část EKG (v tomto případě působí samotný EKG signál spíše jako rušivý element), která je způsobena především změnami impedance tkáně v oblasti hrudníku [1].

Bioimpedanční signály jsou dle teorie nositeli informací o vlastnostech tkání (objem, prokrvení nebo druhem samotných tkání apod.) a můžeme tedy počítat se změnami impedance i v oblasti hrudníku při respiraci, kdy se mění objem, prokrvení, zejména svalů v této oblasti, a také složení vlivem výměny dýchacích plynů. Částečně do této oblasti také patří respirační ovlivněné EKG, kdy je snímán přímo projev změn impedance hrudníku v EKG signálu. Podobně jako při snímání bioelektrických signálů se obvykle snímání těchto signálů neobejde bez vodivého spojení s pacientovým tělem pomocí elektrod. [1]

2.3 Radioterapie

Radioterapie je klinická specializace léčby malignit ionizujícím zářením. Samozřejmou součástí radioterapie je vypracování ozařovacího plánu pro precizní zaměření vhodné dávky záření do definovaného nádorového objemu s minimálním poškozením a chráněním okolní zdravé tkáně. Výsledkem je zničení nádoru, obnova vysoké kvality života a prodloužení života nemocného [2].

Mimo tento kurativní (směřující k vyléčení nemocného) záměr radioterapie hraje roli v léčbě zhoubných nádorů také terapie paliativní (zkvalitnění života nemocného, ne pouhé prodloužení života), ve které je důležitá eliminace příznaků nemoci, a to zvláště bolesti, zhoršení integrity částí těla nebo špatné funkce orgánů [2].

2.3.1 Lokalizace nádorů

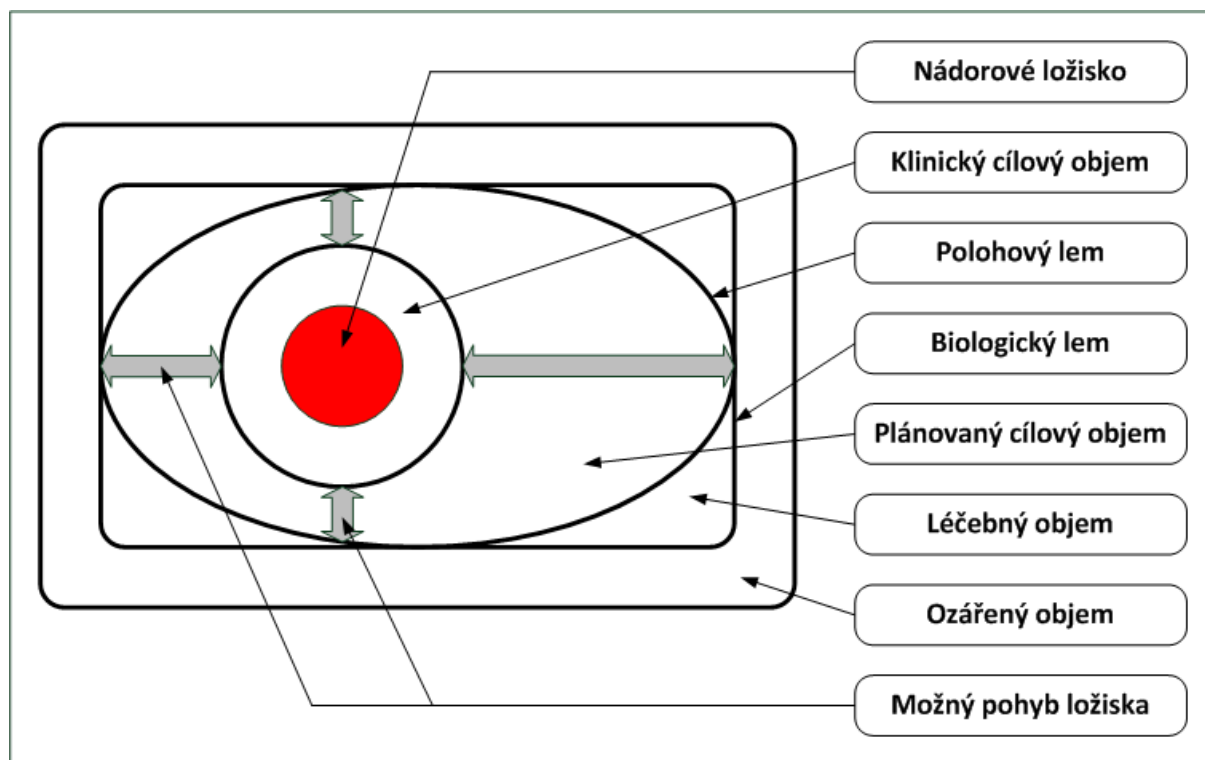
Lokalizací rozumíme určení cílového objemu ve vztahu k anatomickým strukturám a referenčním bodům na kůži či ozařovacích pomůckách. Správná lokalizace nádoru a cílových objemů je prvořadou záležitostí při vypracovávání ozařovacího plánu, jejíž kvalita značně ovlivňuje samotný výsledek terapie [2].

2.3.2 Nádorové ložisko – cílový objem

Cílem radioterapie je aplikace nádorové smrtelné dávky nejen do klinicky makroskopicky zjištěného nádorového objemu, ale i do těch oblastí, ve kterých předpokládáme i mikroskopický rozsev. Rozsah možného mikroskopického rozsevu nádoru lze určit na základě histologického nálezu a znalosti chování daného typu nádoru. Tato oblast předpokládaného mikroskopického rozsevu nádoru vymezí okolo nádorového ložiska tzv. bezpečnostní nebo biologický lem vytvářející klinický cílový objem [2].

V praxi se však vyskytují situace, kdy nádorové ložisko, včetně svého biologického lemu (klinický cílový objem), mění svou polohu v závislosti na pohybech pacienta způsobených fyziologickými pochody, např. dýcháním, polykáním, plněním močového měchýře. Také se může měnit obrys těla pacienta při ozařování nebo při častějším ozařování stejné lokality nemusí být poloha pacienta vždy přesně reprodukovatelná. Z těchto důvodů je klinický cílový objem rozšířen o další tzv. polohový lem, který vymezuje větší plánovaný cílový objem [2].

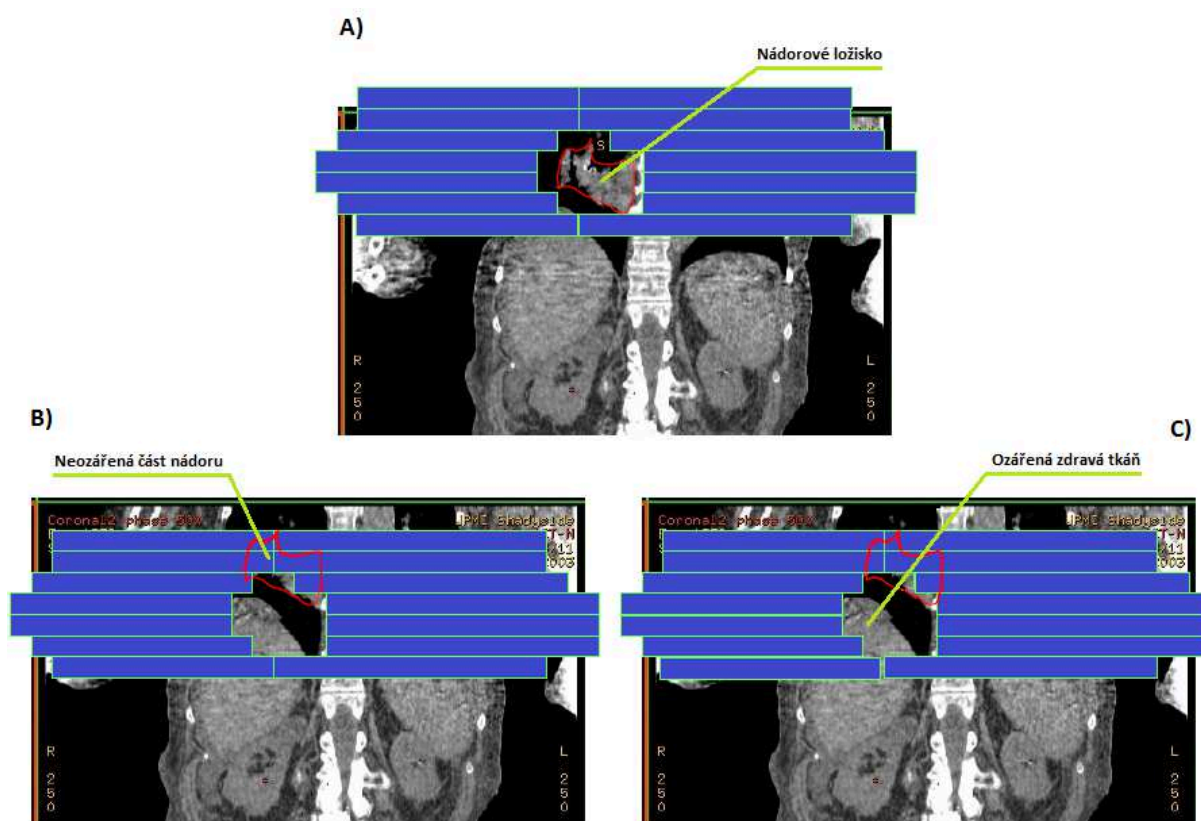
Dále je vymezen tzv. léčebný objem, ve kterém je minimální požadovaná ložisková (léčebná) dávka, a konečný tzv. ozářený objem, který zahrnuje celkový objem a zdravé tkáně ozářené menší než 50 % dávkou.



Obr. 3: Vymezení cílového objemu při radioterapii

2.3.3 Problematika dýchání v radioterapii

Jak je již zmíněno výše v kapitolách týkající se radioterapie, pokud se nádorové ložisko vyskytuje v oblasti vlivu fyziologických pochodů způsobujících pohyb pacienta, v tomto případě v oblasti hrudní nebo břišní, pak se musí v ozařovacím plánu počítat s větším ozařovacím objemem, což má za následek zvýšení pravděpodobnosti ozáření zdravé tkáně nebo naopak při navržení užšího plánovaného cílového objemu může při nepředpokládanému pohybu dojít jak k zbytečnému ozáření zdravé tkáně (Obr. 4 C), tak k neusmrcení všech nádorových buněk v oblasti klinického cílového objemu (Obr. 4 B), což může mít za následek nutnost opakování terapie a tím zvýšení radiační zátěže pacienta.



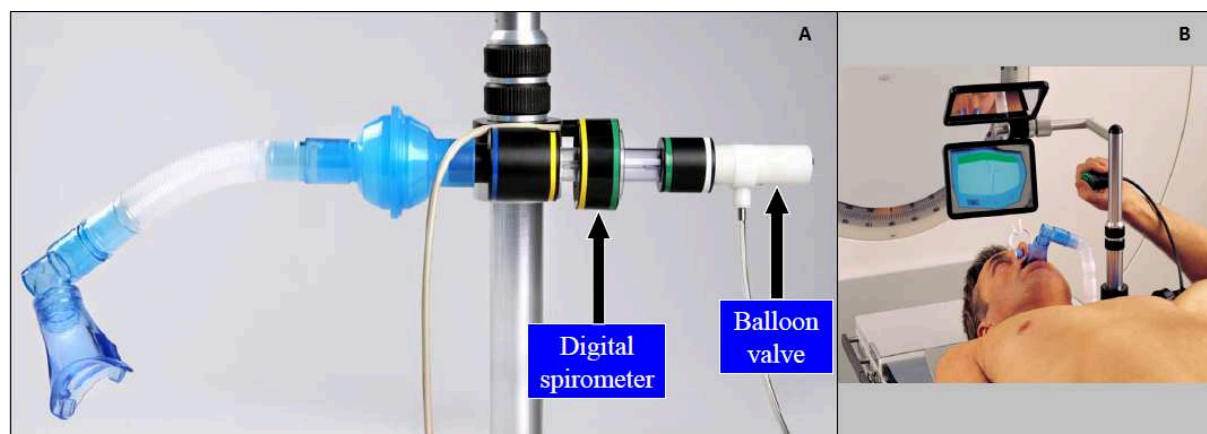
Obr. 4: A) Zaměření nádorového ložiska bez pohybu, B) a C) Zaměření nádorového ložiska při pohybu

2.3.4 Současné metody řešení problematiky dýchání v radioterapii

V současné době již existuje několik systémů, metod a dokonce i radioterapeutických přístrojů zabývajících se problematikou dýchání nebo obecně problematikou pohybů nádorového ložiska při radioterapii. Avšak hlavními problémy těchto řešení bývají prodloužení procesu plánování terapie a také prodloužení léčby samotné, což může mít negativní vliv na pacienta především pak na jeho pohodlí a zdravotní stav, nepohodlnost při terapii, která může změnit řadu podmínek důležitých pro úspěšnost celého procesu, a v neposlední řadě také finanční a technologická nákladnost celého řešení. Nejdůležitějšími současnými metodami řešení této problematiky jsou:

Metoda zadržení dechu (Breath – hold technique) je v dnešní době asi nejpoužívanější a „nejjednodušší“ metodou pro radioterapii v oblastech s přepokládaným pohybem nádorového ložiska (především pak v oblasti vlivu dechové činnosti). Tato metoda spočívá v doručení požadované dávky do příslušného objemu při statické pozici nádorového ložiska (zadržením dechu pacienta), což podstatně zmenšuje plánovaný cílový objem, tedy šetří okolní zdravé tkáně a umožňuje doručení vyšší dávky záření s vyšší přesností. Obvykle se používá statická pozice nádoru při hluboké inspiraci (nádechu), protože při nádechu má plicní tkáň menší hustotu a větší objem, s čímž souvisí menší ozáření zdravé tkáně. Metoda je závislá na dobré koordinaci pacienta a zdravotnického personálu, v opačném případě je nutné monitorovat dechovou činnost pacienta. Jedním ze zařízení k detekci dechové činnosti je tzv. ABC (Active Breathing Coordinator), který ventilem ovládá stav dechové

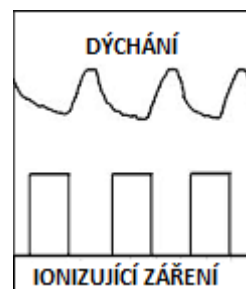
činnosti a také dýchání monitoruje digitálním spirometrem (Obr. 5 A), avšak použití tohoto zařízení může být pro některé pacienty poměrně nepohodlné až omezující (Obr. 5 B) [8].



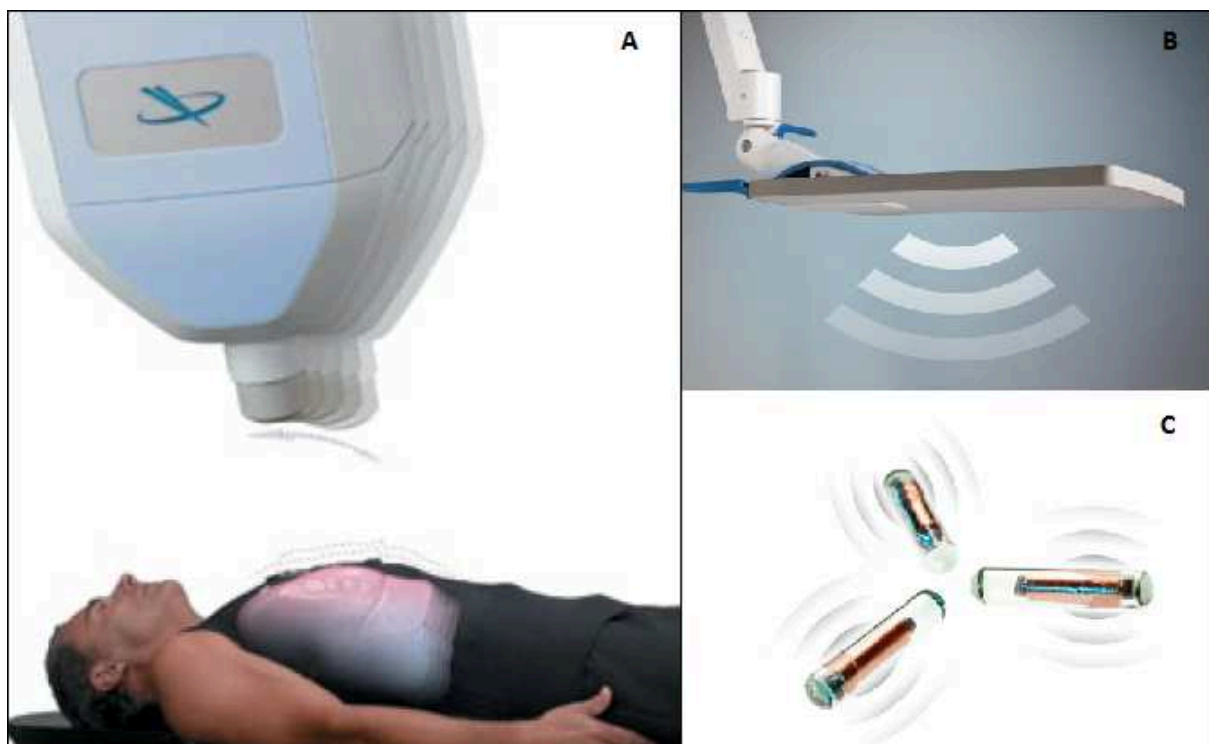
Obr. 5: ABC (Active Breathing Coordinator) [8]

Metoda sledování (Tracking technique) je založena na sledování pohybů cíle pomocí externích nebo i interních senzorů a přizpůsobení svazku záření podle těchto pohybů. Tato metoda je poměrně technologicky i finančně náročná, a proto je toto řešení aplikováno např. v přístroji Cyberknife nebo v Calypso System. Zatímco Cyberknife je založen na sledování externích senzorů kopírujících pacientův pohyb (Obr. 7 A), tak Calypso System používá implantabilního „majáku“ (Obr. 7 C), který vysílá neionizující elektromagnetické záření, a tento signál je sledován ostatními prvky tohoto systému (Obr. 7 B), které při pohybu přerušují svazek záření [8].

Metoda přerušování svazku (Gating technique) pracuje na principu přerušování svazku ionizujícího záření na základě vybraných částí dýchacího cyklu (Obr. 6). Technologicky je tato metoda většinou realizována pomocí odrazu infračerveného paprsku od reflexního sloupku připevněnému na pacientův hrudník. Podle pohybů reflexního sloupku jsou vyhodnocovány fáze pacientova dechu a v požadovaných fázích je svazek ionizujícího záření zapínán [8].

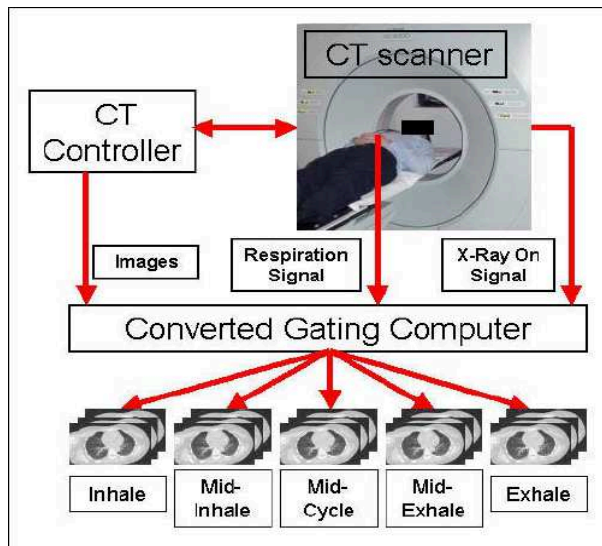


Obr. 6: Gating technique [8]



Obr. 7: A. CyberKnife od firmy ACCURAY, B. Elektromagnetické pole systému Calypso, C. Asi 8,5 mm velké implantabilní vysílače systému Calypso

Metoda 4D CT je spíše metodou, která významně upravuje plánování radioterapie. Jde o 3D CT snímkování oblasti s nádorovým ložiskem v čase při jednotlivých dechových fázích. Toto zobrazení pohybu nádoru hraje obrovskou roli v plánování celé radioterapie a výsledku celé terapie. Vytvořený 4D plán může být použit k přerušení svazku ionizujícího záření a k minimalizaci nedostatků spojených s dechovou činností v radioterapii (Obr. 8) [8].



Obr. 8: 4D CT snímkování [8]

Další metodou monitorování dýchání a dýchacích pohybů je např. rozpoznávání změn ve video obrazu. Tato metoda je poměrně náročná jak na hardwarové, tak na softwarové vybavení, a tedy i ze stránky finanční, a proto se řadí spíše k experimentálním než k prakticky používaným.

3 Návrh řešení měřicího řetězce

Prvním požadavkem pro návrh měřicího řetězce pro zlepšení metody zadržení dechu (viz výše) a monitoring dechové činnosti je použití vhodného analogově-digitálního převodníku k digitalizaci dvou až tří analogových signálů získaných z projevů dýchání pacienta při radioterapii. Dalším požadavkem je takto digitalizované signály přenést z výstupu tohoto převodníku do počítače v ovládací místnosti ozařovny a pomocí GUI je prezentovat v reálném čase personálu ovládací místnosti. Dalšími konstrukčními požadavky jsou:

- zařízení musí být bezpečné pro pacienta,
- musí co nejméně omezovat komfort pacienta,
- musí být spolehlivé a nenáročné na údržbu,
- jeho provedení by mělo být co nejméně nákladné.

3.1 Výběr snímaných signálů

Vzhledem k rozboru projevů dýchání (viz kapitoly výše) a požadavkům na výsledné zařízení jsou nejprokazatelnějšími projevy dýchání změny teploty v oblastech vstupu dýchacích cest (nos a ústa), pohyby dýchacích svalů, tedy změny objemu hrudníku a břicha, a vliv dýchání na impedanci tkáně hrudníku, tedy i vliv na EKG signál.

3.2 Teplotní biologický signál dýchání

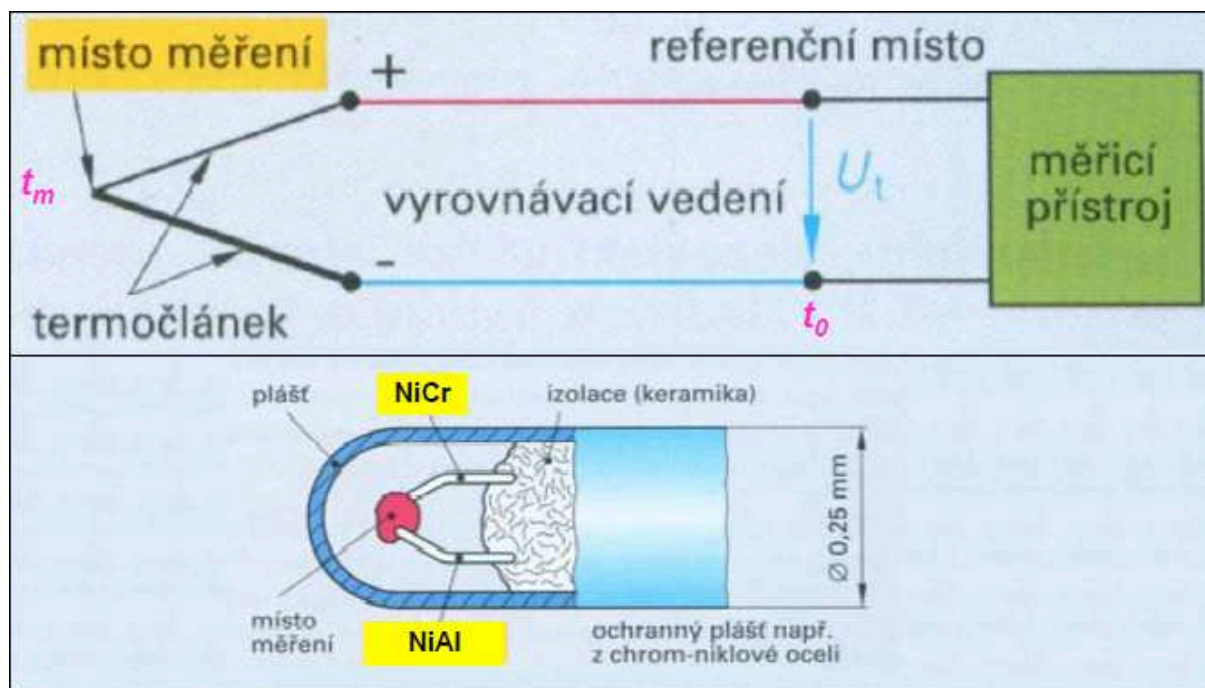
Za předpokladu okolní pokojové teploty okolo 25°C je možné monitorovat dechové cykly (nádechy a výdechy) díky rozdílům teploty mezi okolním vzduchem a vydechovaným vzduchem. Při nádechu protéká nosem chladnější okolní vzduch, zatímco při výdechu vzduch ohřátý na teplotu těla, tedy nějakých 36-37°C. Bohužel horší je detekce zadržení dechu a to jak po nádechu, tak po výdechu, kdy se v obou případech teplota na rozhraní nos-okolí vyrovnává zhruba na teplotu okolního vzduchu (což může být zaměněno za pomalý neintenzivní nádech nebo výdech). Snímač pro měření takového signálu musí mít rozměry v jednotkách milimetru, aby pacienta neomezoval svou velikostí, jeho odezva na teplotní změny musí být rychlá a citlivost vysoká, při poměrně malém rozsahu měřených teplot (cca 20 až 50°C). Dalšími požadavky jsou vysoká odolnost, možnosti zapojení a také cena a dostupnost.

3.2.1 Možnosti měření teploty

Aby mohla být teplota měřeného objektu určena, musí být transformována na veličinu elektrickou (napětí, proud, odpor), kterou je již možno dále zpracovávat a prezentovat. Tato transformace je v dnešní době založena především na reakcích různých materiálů na změnu teploty, tedy na změnách elektrických vlastností materiálů v závislosti na teplotě. Snímače teploty mohou být rozděleny do dvou základních skupin a to na termoelektrické snímače teploty a odporové snímače teploty, které se dále dělí na kovové odporové snímače teploty a polovodičové odporové snímače teploty.

Hlavním představitelem termoelektrických snímačů je termoelektrický článek, který je tvořen dvěma vodiči z různých kovů, které jsou na obou koncích vodivě spojeny a pokud jsou teploty na obou koncích rozdílné, vzniká termoelektrické napětí a obvodem protéká proud, což znamená, že

termoelektrické snímače nejsou napájeny, ale stávají se samy zdrojem (aktivní snímače), proto u nich nedochází k ohřívání napájecím proudem. Tyto snímače mají velké rozsahy měřených teplot (-200 až 2300°C) a tedy horší citlivost, jsou však rychlé a odolné. Nejčastěji jsou používány v průmyslových oblastech, kde není kladen důraz na měření teploty v malých rozsazích a s velkou přesností. Rozměry jsou závislé na výrobci a použité technologii.

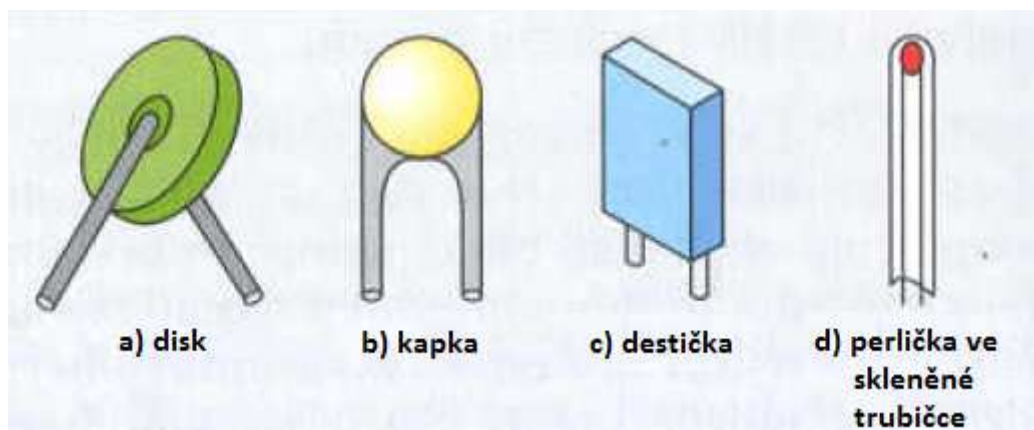


Obr. 9: (nahore) Obecné schéma zapojení termočláнку, (dole) Příklad konstrukce termočláнку

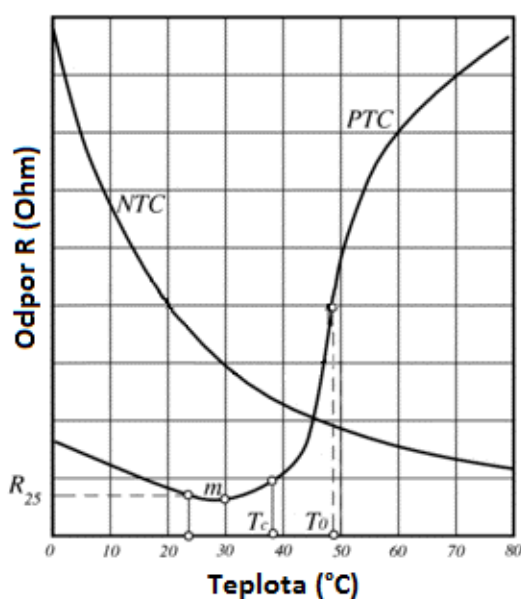
U kovových odporových teplotních snímačů se využívá především změny elektrického odporu (roste s rostoucí teplotou) v závislosti na teplotě, jsou to teda snímače pasivní a může tedy docházet k nežádoucímu ohřevu napájecím proudem. Tyto snímače mají rovněž poměrně velký rozsah měřených teplot (-200 až 850°C), což opět souvisí s nižší citlivostí. Výhodami těchto snímačů je linearita závislosti odporu na teplotě (především na menších rozsazích) a dostatečně rychlá odezva na změnu teploty. Podle výrobce a výrobní technologie se můžou lišit v rozměrech a odolnosti vůči vnějším vlivům.

Mezi polovodičové odporové teplotní snímače se řadí termistory, u kterých se využívá závislosti elektrického odporu polovodičů na teplotě (pasivní snímače) - ohřívání napájecím proudem je negativním faktorem. Termistory jsou velmi citlivé na změny teploty a disponují také rychlou odezvou v rozsahu asi (-80 až 150°C). Jejich nevýhodou je nelinearita charakteristiky, avšak v malém rozsahu teplot je jejich charakteristika téměř lineární. Základní dělení termistorů je na NTC (negastory) termistory se záporným teplotním koeficientem, kdy se vzrůstající teplotou odpor termistoru klesá, a PTC (pozistory) termistory s kladným teplotním koeficientem, kdy naopak se vzrůstající teplotou odpor termistoru roste. Odolnost vůči vnějším vlivům je většinou vysoká a rozměry se liší podle technologie, ale převážně jde o velmi malé součástky.

Dalším polovodičovým teplotním snímačem může být snímač využívající změny vlastností P-N přechodu v závislosti na teplotě. Výhodami jsou vysoká citlivost a linearita na rozsahu (cca -50 až 120°C), nevýhodami jsou nízká rychlost odezvy a nižší odolnost.



Obr. 10: Konstrukční provedení termistorů



Obr. 11: Závislost odporu termistorů na teplotě

3.3 Signál dýchacích pohybů

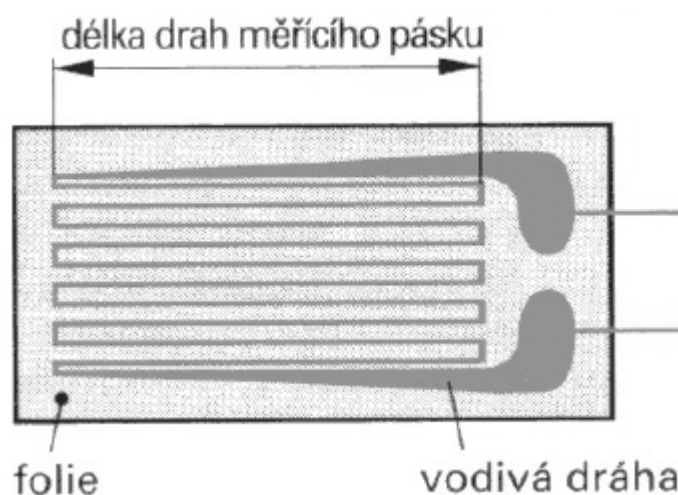
Tento biomechanický signál je velmi významným projevem dechové činnosti zejména při inspiraci (nádechu), která je vždy aktivním procesem nádechových dýchacích svalů a je tedy dobře detekovatelná již vizuálně. U expirace (výdechu) je to již složitější, protože to již není vždy aktivní proces výdechových svalů, avšak obvykle je při pasivní expiraci detekovatelné alespoň uvolnění svalů nádechových, což má za následek změnu objemu hrudníku i břicha.

Takovýto signál je možné snímat různými metodami, z nichž některé již byly zmíněny v kapitolách výše, ale většinou mají tyto metody společné to, že samotné snímače nebo „značky“ jsou umístěny na elastickém pásu nebo elastickém oblečení, které kopírují tělo pacienta a tím také jeho dýchací pohyby. Takto situovaný snímač většinou pacienta příliš neomezuje, avšak opět musí být splněna podmínka zachování komfortu pacienta. Pokud jsou na elastickém pásu pouze „značky“, pak je jejich poloha většinou monitorována opticky. Kvůli technologické a finanční náročnosti optického monitorování je v tomto případě vhodnější použití elastického pásu s již aplikovaným senzorem měřícím mechanické (pohybové, objemové) změny tkáně. Hlavními požadavky na takovýto snímač jsou vysoká citlivost, rychlá odezva, linearita a malé rozměry. Samozřejmě jako u snímače teploty je důležitá dostupnost a cena.

3.3.1 Možnosti měření dýchacích pohybů

Dýchací pohyby lze charakterizovat mechanickým pohybem nebo mechanickým napětím, způsobující měnící se objem měřeného objektu (těla pacienta) v závislosti na dýchání. Snímače měřící takovýto pohyb nebo mechanické napětí mohou mít různý charakter. V následujícím textu jsou vybrané typy snímačů vhodných pro měření mechanického napětí (pnutí).

Odporové snímače jsou pasivní snímače převádějící neelektrickou veličinu na změnu odporu, které jsou pro svou jednoduchost dnes nejpoužívanějším druhem snímačů. Z této oblasti, která čítá obrovské množství snímačů určených k různým účelům, je nutné zmínit především deformační odporové snímače (tenzometry viz Obr. 12), které pracují na principu změny odporu vlivem změny délky a obsahu průřezu vodiče, které jsou způsobené např. mechanickým napětím (pnutím) působícím na vodič. Výhodami jsou množství různých typů tenzometrických snímačů a možnosti zapojení, nevýhodou je možná závislost na teplotě a vlivu elektromagnetického záření, avšak toto závisí na materiálu a technologii snímače.

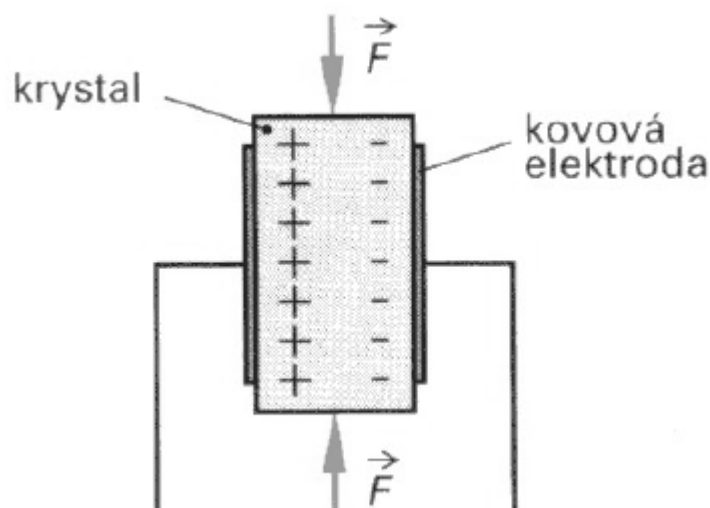


Obr. 12: Příklad tenzometru

Kapacitní snímače jsou pasivní snímače převádějící neelektrickou veličinu, změnou vzdálenosti, plochy elektrod nebo dielektrika, na změnu kapacity snímače. Velkou nevýhodou těchto snímačů je vliv parazitních složek samotného snímače i přívodního vedení. Výhodami jsou citlivost, jednoduchost, nezávislost na magnetických polích a linearita.

Indukčnostní snímače jsou pasivní snímače převádějící neelektrickou veličinu, změnou polohy cívek nebo jádra cívky, na změnu indukčnosti nebo vzájemné indukčnosti. Podobně jako u kapacitních snímačů je nevýhodou vliv parazitních složek přívodního vedení i samotného snímače. U některých typů indukčnostních snímačů je výrazná nelinearita. Další nevýhodou mohou být větší rozměry, avšak toto je závislé na výrobní technologii snímače.

Piezelektrické snímače využívají piezelektrického jevu (Obr. 13) spočívajícího v tom, že uvnitř některých krystalických dielektrik vzniká vlivem mechanické deformace elektrická polarizace, čímž na povrchu vznikají zdánlivé elektrické náboje, které v přiložených elektrodách vážou nebo uvolňují náboje skutečné. Po zániku deformace mizí i napětí na elektrodách snímače. V měřicí technice se nejčastěji používá křemen, ale i některé keramické a polykrystalické materiály. Výhodami piezelektrických snímačů jsou jejich malé rozměry, konstrukční jednoduchost a lineární charakteristika.



Obr. 13: Piezelektrický jev

3.4 Dechová křivka a EKG

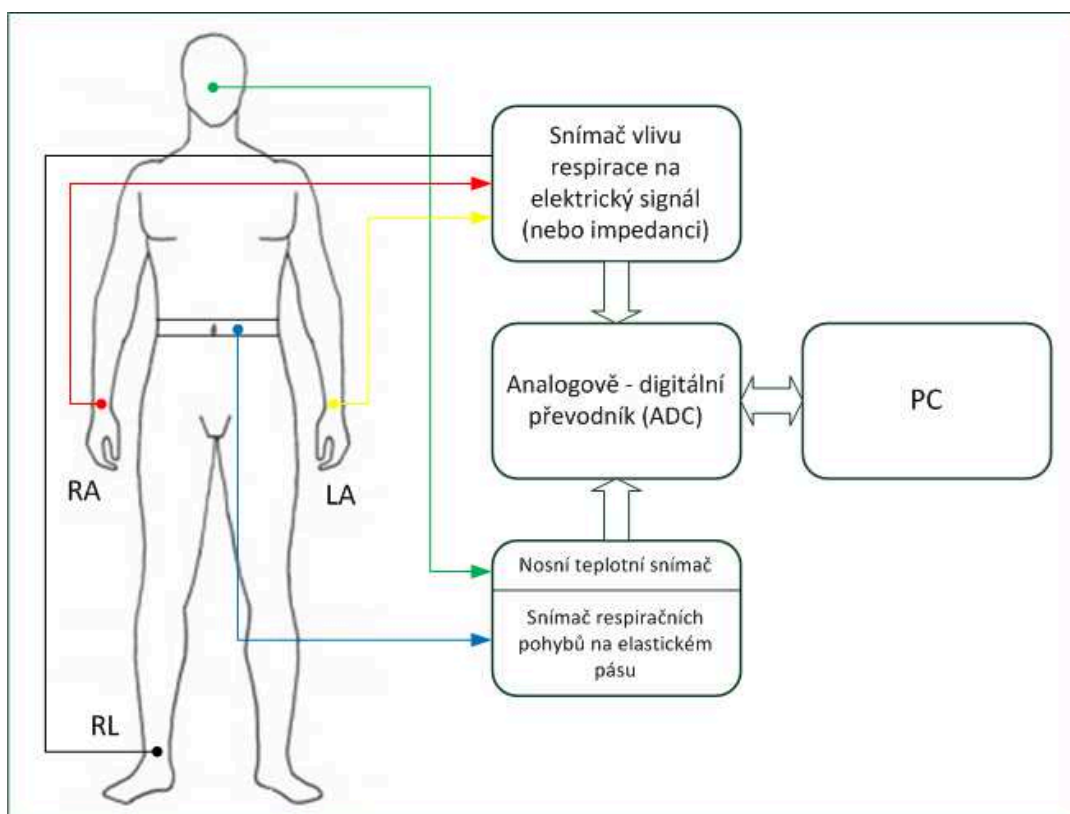
Vzhledem k tomu, že EKG signál je signálem bioelektrickým, pak je zřejmé, že bude tento signál ve vodivém prostředí těla ovlivňován i jinými fyziologickými projevy. Mezi tyto fyziologické pochody zcela jistě patří dechová činnost, která je ve většině případů diagnostiky a monitorování EKG považována jako rušivý element tohoto v dnešní době velmi důležitého signálu charakterizujícího činnost srdečního svalu. Obvykle se dechová činnost projevuje modulací EKG signálu na respirační signál a změnami amplitudy EKG signálu. Frekvenční pásmo EKG pro monitorování je stanoveno obvykle od 0,5 Hz (0,05 Hz diagnostika) do 100 Hz, zatímco frekvence signálu dýchání je v průměru v pásmu 0 až 0,8 Hz (u zdravého člověka je klidová dechová činnost okolo 20 dechů za minutu, což je

frekvence asi 0,33 Hz). Z frekvenčních poměrů je tedy vidět výrazné prolínání EKG s dechovou činností [1].

Předpokladem pro měření takového signálu by tedy bylo vytvoření zařízení konstrukčně podobného zařízení pro měření EKG (jeden svod), avšak v jiném frekvenčním pásmu. Vzhledem k velmi úzkému frekvenčnímu pásmu dechové činnosti navíc v tomto případě „rušené“ činností srdce by musela být použita filtrace tohoto signálu opravdu výjimečná.

3.5 Obecný měřicí řetězec

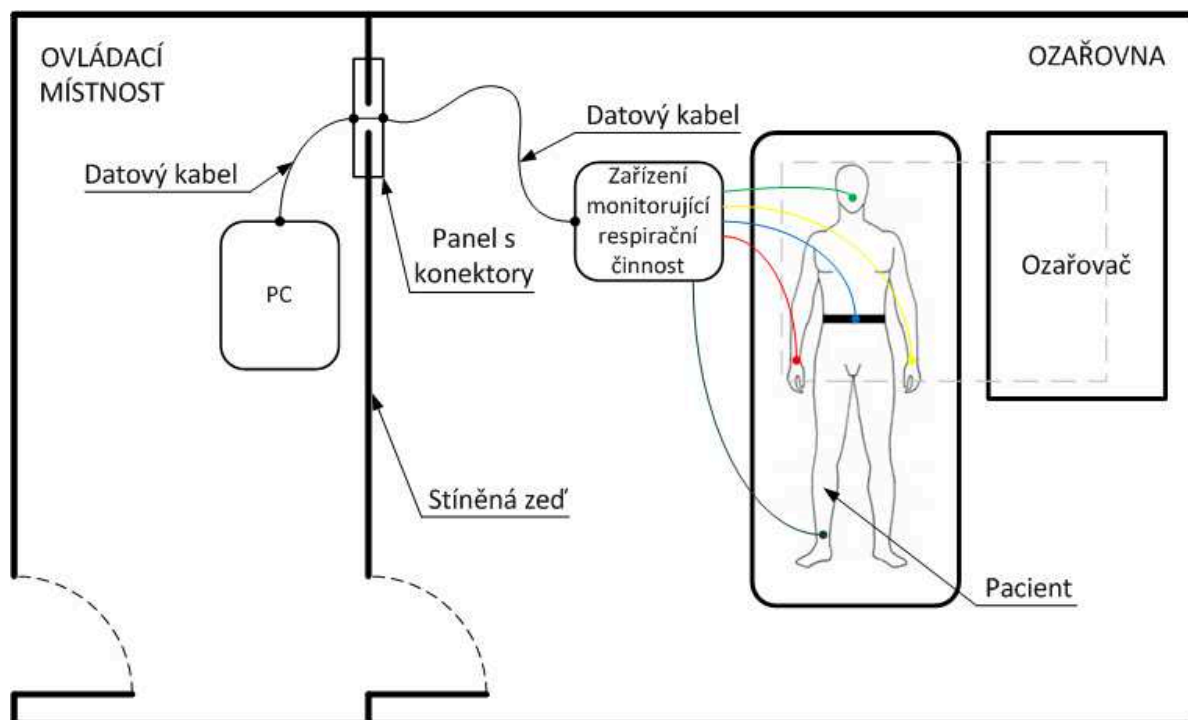
Pro návrh měřicího řetězce monitorujícího respiraci je vybráno zařízení měřící změny elektrického signálu nebo impedance vlivem dýchání pacienta, teplotní snímač pro měření rozdílů teplot v oblasti vstupu dýchacích cest (nosu) a elastický pás měřící mechanické změny způsobené dýchacími svaly. Všechny tyto snímače poskytují analogový (spojitý) signál na svém výstupu, a proto je nutné tyto signály z jednotlivých snímačů digitalizovat pro přenos a další zpracování. Tuto funkci bude obstarávat analogově – digitální převodník (ADC), který bude představovat jakési rozhraní mezi analogovou částí a digitální částí měřicího řetězce.



Obr. 14: Místní obecné schéma navrhovaného měřicího řetězce

Je důležité si však uvědomit, že celý měřicí řetězec bude umístěn v místnosti s pacientem a ozařovačem, tedy v místnosti odstíněné, a naměřená data budou zobrazována mimo tuto místnost. Většina ozařovacích místností disponuje panelem s konektory, který tvoří datový most s ovládací místností, proto je nutné počítat s kabelem vedoucím od modulu bmeng DAU (ADC) až k tomuto

panelu, což bývá většinou vzdálenost do 10 metrů. Dále je nutné počítat s nekompatibilitou konektorů panelu a použitého analogově – digitálního převodníku, tedy s nutností použití redukce (Obr. 15).



Obr. 15: Celkové schéma umístění měřicího řetězce

3.6 Návrh softwaru

Je samozřejmostí získané signály patřičně prezentovat pomocí softwaru (GUI), který vytváří rozhraní mezi uživatelem a hardwarem (měřicí řetězec). Z hlediska uživatele zařízení dává toto rozhraní smysl celého měření daných signálů. Předpokladem je měření signálů v „reálném čase“, a proto je velice důležité, aby software nijak výkonově neohrožoval stabilitu a plynulost celého měření. Kvantita možností softwaru tedy nesmí negativně ovlivňovat kvalitu prezentace výsledků měření. Požadavky na software jsou:

- jednoduchost, přehlednost a rychlost zobrazení signálů,
- zobrazení dechové frekvence,
- zobrazení trendů amplitud signálů („usilovnost“ dýchání)
- nezávislost na jiných systémech

Samotné GUI by mělo obsahovat prvky ke grafické interpretaci měřených signálů, v tomto případě by šlo pravděpodobně o grafy s kontinuálním vykreslováním a maximálně by měly být vykreslovány tři signály. Dalšími prvky by měly být prvky k vypnutí programu, zastavení záznamu nebo k ukládání záznamu do souboru. Možným doplňkovým prvkem může být např. prvek s jinou grafickou interpretací měřených signálů (bargraf apod.) nebo možnost softwarové úpravy signálů.

4 Realizace měřicího řetězce

Pro tuto část je důležitý výběr vhodných komponent k sestavení měřicího řetězce monitorujícího respirační činnost pacienta při radioterapii, podle možností zmíněných v návrhu tohoto měřicího řetězce. Dalším bodem je vzájemné propojení vybraných komponent do konečného prototypu měřicího řetězce, který bude moci být testován a případně použit v praxi.

4.1 Realizace A/D převodníku

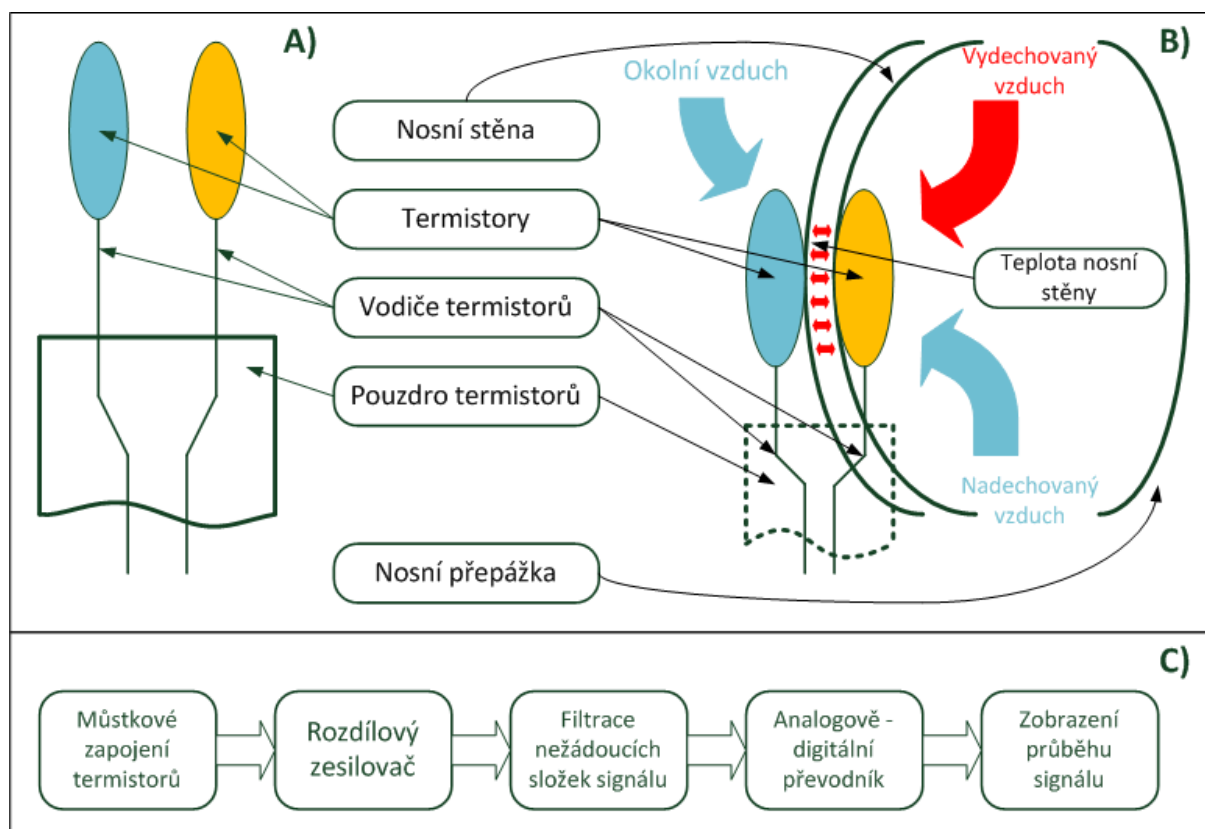
Jak již bylo v návrhu zmíněno, je analogově-digitální převodník důležitým rozhraním mezi analogovou částí snímačů a digitální částí určené pro další zpracování a zobrazení naměřených dat, což znamená, že výběr analogově-digitálního převodníku značně ovlivní strukturu ostatních částí měřicího řetězce. Samozřejmě i tato komponenta musí splňovat jistá kritéria, jako jsou rychlost, přesnost, mobilita nebo jednoduchost použití a údržby. Z těchto důvodů, a také z důvodu dostupnosti je pro realizaci měřicího řetězce určeného k monitorování respirační činnosti pacienta při radioterapii použit modul bmeng DAU (ADC). Tento modul bude tedy zprostředkovávat sběr, digitalizaci a přenos dat z periférií měřicího řetězce k dalšímu zpracování a zobrazení na počítači.

Modul bmeng DAU je vybaven dvěma analogovými vstupy (konektory typu D-SUB15) a každý z těchto analogových vstupů disponuje třemi vstupními kanály. Dále je jednotka bmeng DAU vybavena rozhraním USB (konektor typu USB-B) k připojení jednotky k pracovní stanici. Vzorkovací frekvence ADC na každém kanálu činí 2 kHz, rozlišení je 12 bitů. Napájení modulu je realizováno přes rozhraní USB, tedy přímo z počítače bez nutnosti dalšího napájení. Stejně tak jsou i analogové vstupy vybaveny napájením (napětí 0-5V) pro analogové části řetězce připojené na tento modul.

4.2 Realizace nosního teplotního snímače

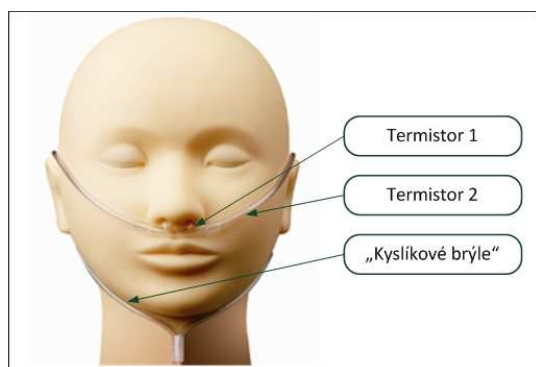
Po srovnání všech možností uvedených v návrhu řešení a jejich kladů a záporů jsou pro tento účel nejvhodnější termistory splňující předsevzaté požadavky návrhu. Splňují měřený teplotní rozsah a zároveň není jejich teplotní rozsah příliš velký, mají dostatečnou citlivost a rychlost odezvy, na malém rozsahu teplot jsou takřka lineární, jejich rozměry jsou velmi malé (řádově v mm) a jsou cenově dostupné v různých provedeních.

Základní myšlenkou je použití dvou termistorů o stejném elektrickém odporu (při 25°C) v můstkovém zapojení (Obr. 16 A), tedy každý termistor je zapojen do napětového děliče a napětový rozdíl mezi těmito děliči (v můstku) představuje teplotní rozdíly způsobované respirací pacienta, přičemž jeden termistor je situován na vnější straně nosní stěny a druhý na vnitřní straně nosní stěny. Teplotní rozdíl je tedy způsobován průtokem nadechovaného a vydechovaného vzduchu a jeho vlivem na termistor umístěný na vnitřní straně nosní stěny (Obr. 16 B). Teplotní rozdíly mezi termistory samozřejmě vyvolávají napětové rozdíly mezi jejich děliči napětí a ty jsou pak diferenčním (rozdílovým) zesilovačem vhodně zesíleny a umístěny do požadovaného napětového rozsahu. Výstupní analogový signál z rozdílového zesilovače před vstupem do analogově-digitálního převodníku ještě prochází pasivním filtrem dolní propust prvního řádu, z důvodu odstranění možných nežádoucích složek, a poté je již digitalizován analogově-digitálním převodníkem a nakonec vhodně zobrazen na počítači (Obr. 16 C).



Obr. 16: Realizace (testovací verze), umístění a blokové schéma zapojení nosního teplotního snímače

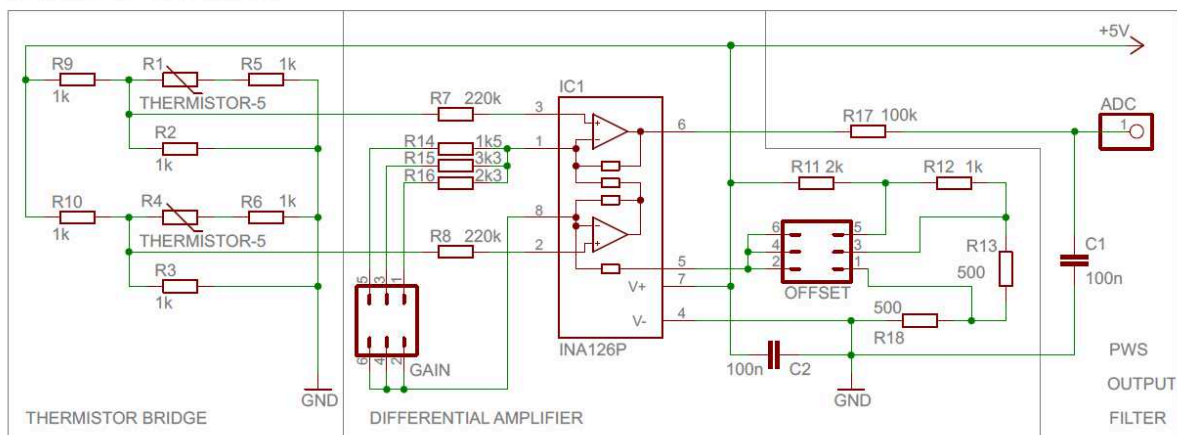
První důležitou částí v zapojení nosního teplotního snímače je odporový můstek. Jedná se o základní Wheatstoneův můstek často využívaný pro různá rozdílová měření včetně měření teploty, pro který platí rovnost poměrů odporů jednotlivých děličů napětí. V tomto zapojení jsou do obou děličů můstku připojeny NTC termistory způsobující rozdíly napětí mezi oběma děliči. Takto vzniklý signál je zaslán na vstupy rozdílového zesilovače (INA126P) s rezistorem nastavitelným zesílením.



Obr. 17: Finální realizace nosního snímače

Na obrázku Obr. 16 A, B je původní možnost realizace umístění termistorů nosního teplotního snímače, která však byla nahrazena umístěním termistorů do kyslíkových brýlí z důvodu zachování komfortu pacienta, který je jedním z důležitých požadavků pro celé zařízení. Termistor 1 je umístěn uvnitř části kyslíkových brýlí, která je v přímém kontaktu s vydechovanými a nadechovanými plyny a Termistor 2 pak zvenčí hadičky dotýkající se tváře pacienta.

NOSE THERMO-SENSOR CIRCUIT



Obr. 18: Samostatné elektrické zapojení nosního teplotního snímače

Označení součástky	Hodnota součástky	Funkce součástky
Termistorový můstek		
R1	4k7 Ω (při 25°C)	NTC termistor č. 1
R2	1k Ω	Část můstku, linearizace termistoru č. 1
R3	1k Ω	Část můstku, linearizace termistoru č. 2
R4	4k7 Ω (při 25°C)	NTC termistor č. 2
R9	1k Ω	Část termistorového můstku
R10	1k Ω	Část termistorového můstku
R5	1k Ω	Část můstku, linearizace termistoru č. 1
R6	1k Ω	Část můstku, linearizace termistoru č. 2
Rozdílový zesilovač		
R7	220k Ω	Přídavný vstupní odpor rozdílového zesilovače
R8	220k Ω	Přídavný vstupní odpor rozdílového zesilovače
R11	2k Ω	Část děliče napětí pro posun signálu na ose Y
R12	1k Ω	Část děliče napětí pro posun signálu na ose Y
R13	500 Ω	Část děliče napětí pro posun signálu na ose Y
R18	500 Ω	Část děliče napětí pro posun signálu na ose Y
R15	3k3 Ω	Volitelný rezistor zesílení, $G \approx 30$
R16	2k3 Ω	Volitelný rezistor zesílení, $G \approx 40$
R14	1k5 Ω	Volitelný rezistor zesílení, $G \approx 60$
C2	100nF	Odstranění změn napájecího napětí
IC1	INA126P	Diferenční (rozdílový) zesilovač
GAIN	žádná	Volba zesílení signálu
OFFSET	žádná	Volba posunu signálu na ose Y
Výstupní část s filtrem DP		
R17	100k Ω	Část pasivního filtru DP (1. řád), $f_c = 16\text{Hz}$

C1	100n F	Část pasivního filtru DP (1. řád), $f_c = 16\text{Hz}$
ADC	žádná	Vstup do ADC

Tab. 3: Seznam součástek samostatného elektrického zapojení nosního teplotního snímače

Rozdílové napětí je tedy zesíleno podle příslušného nastavení zesílení (1) a je k němu připočteno referenční napětí (posun signálu na ose Y), které je také nastavitelné. Poslední analogovou částí je pasivní filtr dolní propust s kritickou frekvencí 16 Hz pro odstranění nechtěných vysokofrekvenčních složek signálu (Obr. 18). Poté již nic nebrání vstupu signálu do analogově-digitálního převodníku k digitalizaci a po přenosu dat do počítače také zobrazení.

$$G = 5 + \frac{80k}{R_g} \quad (1)$$

Kde R_g je hodnota elektrického odporu mezi piny 1 a 8 diferenčního zesilovače INA126P a G je výsledné zesílení (dle dokumentace součástky).

Pro připojení kyslíkových brýlí s termistory k výslednému modulu byl použit konektor Mini DIN (4 pinový), který je nezaměnitelný s konektorem piezoelektrického pásu (viz Příloha I).

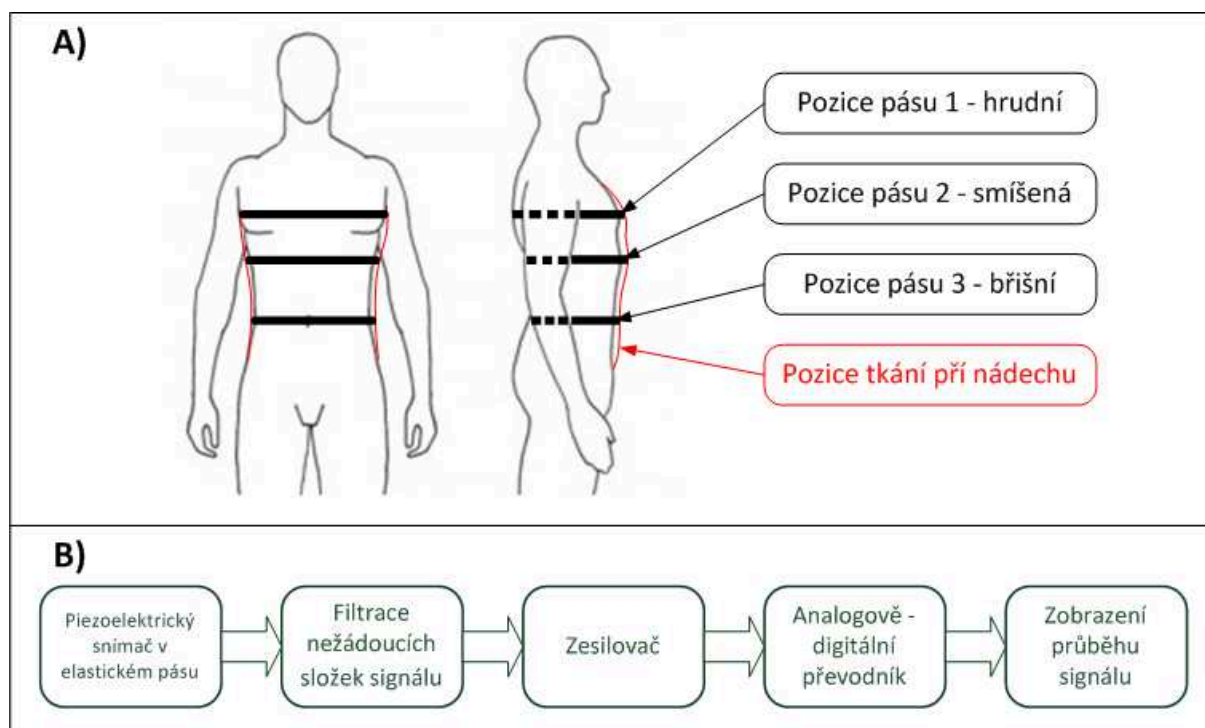
4.3 Realizace snímače respiračních pohybů

Opět podobně jako při výběru snímače teploty je i výběr snímače respiračních pohybů založen na dostatečném splnění daných požadavků zařízení pro monitorování respirace. Již daným prvkem takového snímače je elastický pás, slouží jako nosné médium pro samotný snímač mechanického napětí (pnutí) mezi dvěma konci pásu kopírujícího tělo pacienta (Obr. 20 A). V tomto zařízení je použit piezoelektrický snímač umístěný mezi dva konce pružného pásu, a to z důvodů vynikajících vlastností tohoto druhu snímačů, jako je citlivost, rychlost odezvy, malé rozměry, linearita a poměrně vysoká odolnost vůči vnějším vlivům. Jedná se o již funkční piezoelektrický pás (Obr. 19) od firmy ADInstruments (MLT1132/D Piezo Respiratory Belt Transducer), kde je již zkompletován elastický pás s piezoelektrickým snímačem, přívodním kabelem a konektorem typu DIN8. Tento piezoelektrický pás má výstupní rozsah 20mV až 400mV, citlivost $4,5 \pm 1\text{mV/mm}$ a vysoký vstupní odpor. Délka elastické části pásu je 300mm (celková délka je nastavitelná) a může být roztažena o 100mm, šířka 45mm.



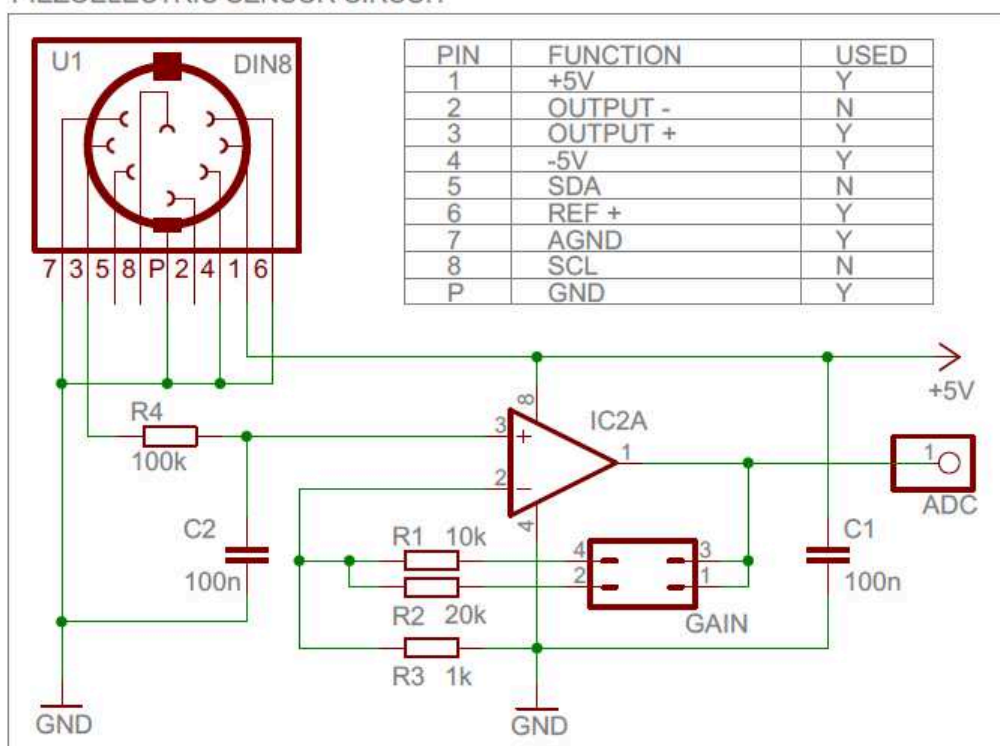
Obr. 19: Piezoelektrický pás

Tato část realizace se zabývá především kompatibilním zapojením výše zmíněného vybraného piezoelektrického pásu od firmy ADInstruments s modulem bmeng DAU (ADC) a vhodným zpracováním výstupního signálu tohoto pásu (Obr. 20 B).



Obr. 20: Možnosti umístění (A) a blokové schéma (B) zapojení piezoelektrického pásu

PIEZOELECTRIC SENSOR CIRCUIT



Obr. 21: Samostatné elektrické zapojení piezoelektrického pásu, resp. funkční a kompatibilní zapojení konektoru DIN8 pro připojení piezoelektrického pásu

Základem zapojení piezoelektrického pásu (ADInstruments) je správné zapojení kompatibilního konektoru typu DIN8, čehož je dosaženo díky vhodné dokumentaci použitého piezoelektrického pásu (Obr. 21). Podobně jako u nosního teplotního snímače je použito zapojení pasivního filtru dolní propust prvního řádu s kritickou frekvencí 16Hz pro odstranění nežádoucích vysokofrekvenčních složek signálu, avšak v tomto případě je filtr před zesilovačem. Další částí zapojení je zesilovač v neinvertujícím zapojení a s možností nastavení dvou zesílení (2). Nakonec stejně jako u nosního teplotního snímače vstupuje zesílený a filtrovaný signál do analogově-digitálního převodníku (ADC), kde je digitalizován a poté je přenesen do počítače k zobrazení.

$$G = \left(1 + \frac{R_A}{R_B}\right) \quad (2)$$

Kde R_A je hodnota elektrického odporu R1 a R2 (Obr. 19), R_B je hodnota elektrického odporu R3 (Obr. 21) a G je výsledné zesílení.

Označení součástky	Hodnota součástky	Funkce součástky
R1	10k Ω	Volitelný rezistor zesílení, $G = 11$
R2	20k Ω	Volitelný rezistor zesílení, $G = 21$
R3	1k Ω	Součást zapojení neinvertujícího zesilovače
R4	100k Ω	Část pasivního DP filtru (1. řád), $f_c = 16\text{Hz}$
C1	100nF	Odstranění změn napájecího napětí
C2	100nF	Část pasivního DP filtru (1. řád), $f_c = 16\text{Hz}$
IC2A	OPA2336P/OPA2350PA	Operační zesilovač
U1	DIN8	8mi pinový konektor typu DIN
GAIN	žádná	Volba zesílení signálu
ADC	žádná	Vstup do ADC

Tab. 4: Seznam součástek samostatného elektrického zapojení piezoelektrického pásu

4.4 Realizace snímání změn elektrického signálu vlivem respirace

Tato část realizace je bohužel spíše doplňující, vzhledem k tomu, že nebyla úspěšná. Původní myšlenka, která je již zmíněná v části návrhu výsledného měřicího řetězce (viz Dechová křivka a EKG), byla použití již sestaveného modulu bmeng EKG a úprava filtrů pro odstranění nechtěného EKG signálu a tedy dosažení respirační křivky. Po mnoha pokusech a úpravách byl však výsledek neuspokojivý a vzhledem k obtížnosti takového řešení byly veškeré pokusy o realizaci ukončeny.

4.5 Realizace snímání změn impedance způsobených vlivem respirace

Podobně jako u snímání změn elektrického signálu vlivem respirace je tato část doplňující, protože hlavní částí je především realizace zapojení piezoelektrického pásu a realizace nosního teplotního snímače (viz kapitoly výše). Dalším důvodem, proč tato část pouze doplňuje zbytek dosaženého měřicího řetězce je fakt, že zapojení a konstrukce výsledných zařízení vzniklých na této myšlence, tedy snímání změn impedance hrudníku při dýchání, nebyly realizovány autorem této práce

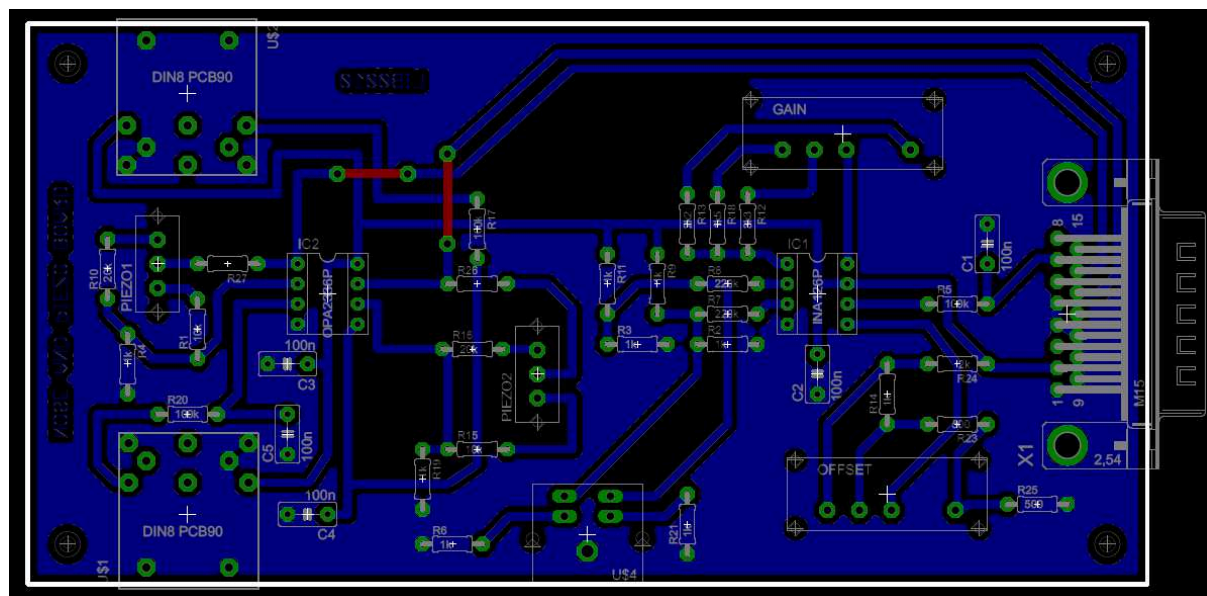
a nejsou nepostradatelnou součástí výsledného měřicího řetězce, jako je to v případě např. použitého analogově-digitálního převodníku (bmeng DAU). Avšak i přes postradatelnost této části bylo při realizaci softwaru myšleno na možnost připojení další takovéto části k ADC modulu.

V reakci na tuto práci a na myšlenku měřit dechovou činnost i jiným způsobem, vznikly dva doplňující moduly vycházející z teorie změny impedance tkáně při dýchání. První z nich je založen na samotném měření změn impedance mezi dvěma místy na těle měřené osoby (Přílohy V a IV) a druhý na měření změn fázového posunu mezi referenčním signálem a signálem vycházejícím z měřené osoby (Přílohy V a VI). Ani jeden z těchto modulů však nebyl v době dokončení práce k dispozici k možnému otestování.

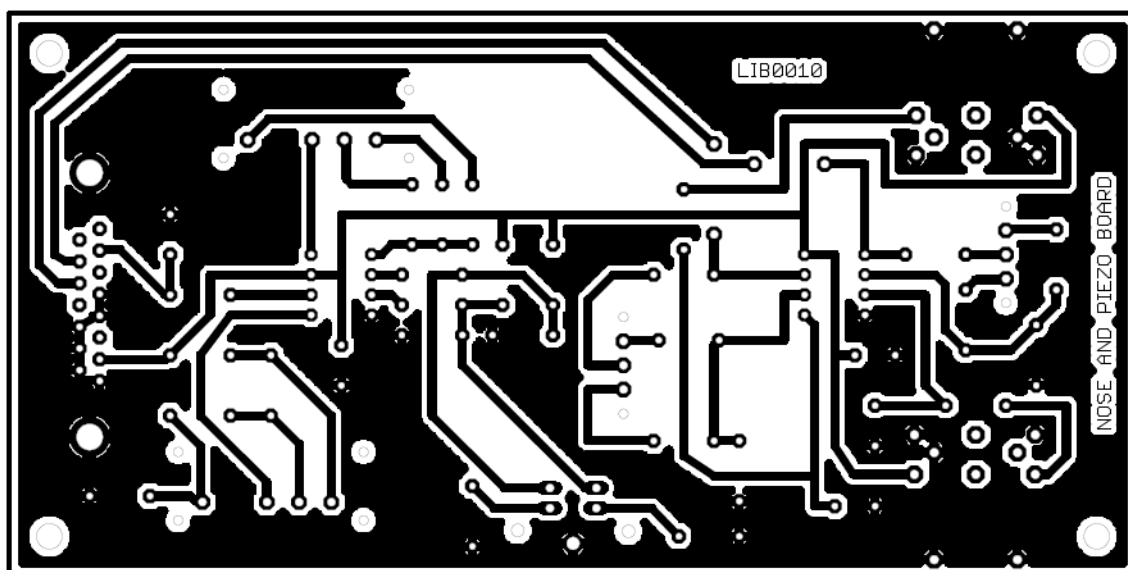
4.6 Realizace desek plošných spojů (DPS)

Návrh desky plošných spojů pro nosní termistorový snímač a piezoelektrický pás byl proveden v programu Eagle 5.11 a to ze zapojení složeného z části pro nosní teplotní snímač (viz Obr. 18) a části pro piezoelektrický pás (viz Obr. 21), přičemž finální zapojení (viz Příloha I) obsahuje část pro piezoelektrický pás dvakrát, je tedy možné připojení dvou těchto pásů.

Podle konečného návrhu DPS (Obr. 22) pro tyto dva druhy snímačů byla vyrobena předloha (Obr. 23), která byla vytištěna na pauzovací papír a posléze použita pro samotnou výrobu DPS. DPS byla vyráběna fotocestou, tedy osvětlením fotocitlivého kuprextitu přes dříve zmíněnou předlohu UV zářičem, vyvoláním ve vývojce a nakonec samotným vyleptáním v roztoku chloridu železitého. Takto vzniklá deska byla natřena pájitelným lakem a osazena součástkami dle výše zmíněných zapojení.



Obr. 22: Výsledný návrh DPS pro nosní teplotní snímač a piezoelektrický pás (pohled shora)



Obr. 23: Předloha pro DPS nosního teplotního snímače a piezoelektrického pásu

4.7 Realizace softwaru (GUI)

Původní software byl vytvářen v programu Matlab v části pro vytváření GUI, avšak vzhledem k tomu, že při rozšiřování funkčních částí programu docházelo ke zpomalování komunikace a přesunu dat mezi GUI a modulem bmeng DAU (ADC), musel být vývoj tohoto softwaru ukončen. Na místo původního programu byl tedy vytvořen nový, avšak již v prostředí LabView 2011 Student Edition, ve kterém byla stabilita komunikace a přenosu dat mezi programem a modulem bmeng DAU mnohem lepší než u výše zmíněného původního softwaru. I přes stabilitu komunikace a přenosu dat je software vytvořený v programu LabView 2011 Student Edition více závislý na hardwarovém vybavení počítače, na kterém je spouštěn, a proto byly vytvořeny dvě verze GUI lišící se výkonovými požadavky. První náročnější verzí je program s názvem DauGui (viz Obr. 24) a druhou „odlehčenou“ verzí je program s názvem DauGuiLite (viz Obr. 25). V návrhu softwaru byly vytyčeny tyto požadavky na výsledný software:

1. Jednoduchost, přehlednost a rychlost zobrazení signálů.
2. Zobrazení dechové frekvence.
3. Zobrazení trendů amplitud signálů („usilovnost“ dýchání).
4. Nezávislost na jiných systémech.

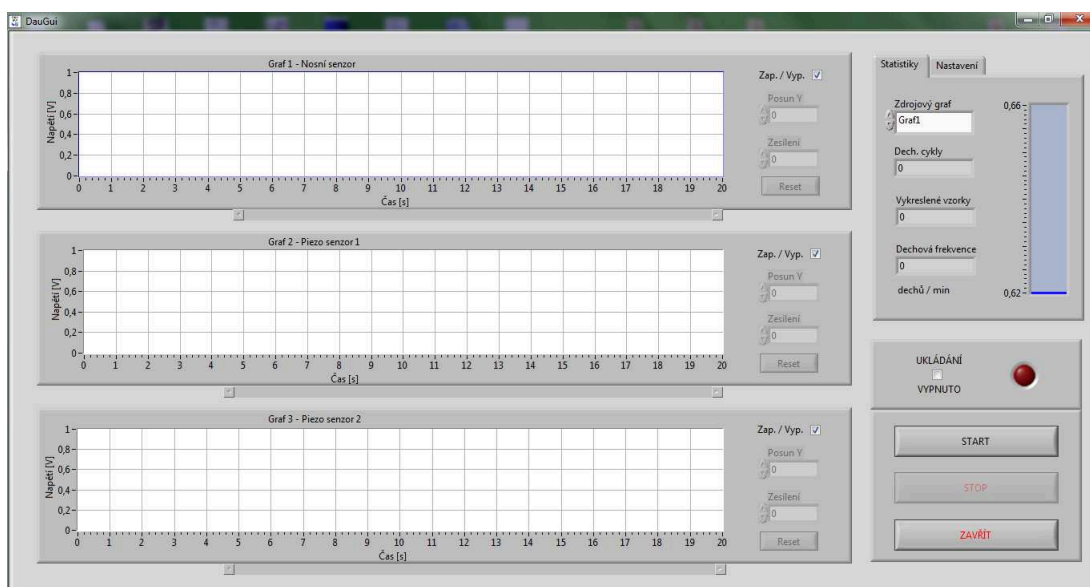
Následující tabulka ukazuje prioritu vzhledem k užitečnosti při plnění úkolu zadání, tedy monitorování respirační činnosti při radioterapii a užití v jednotlivých verzích finálního programu.

Číslo požadavku	Priorita požadavku	Použito v DauGui	Použito v DauGuiLite
1.	vysoká	Ano	Ano
2.	nízká	Ano	Ne
3.	nízká	Ne	Ne
4.	vysoká	Ano	Ano

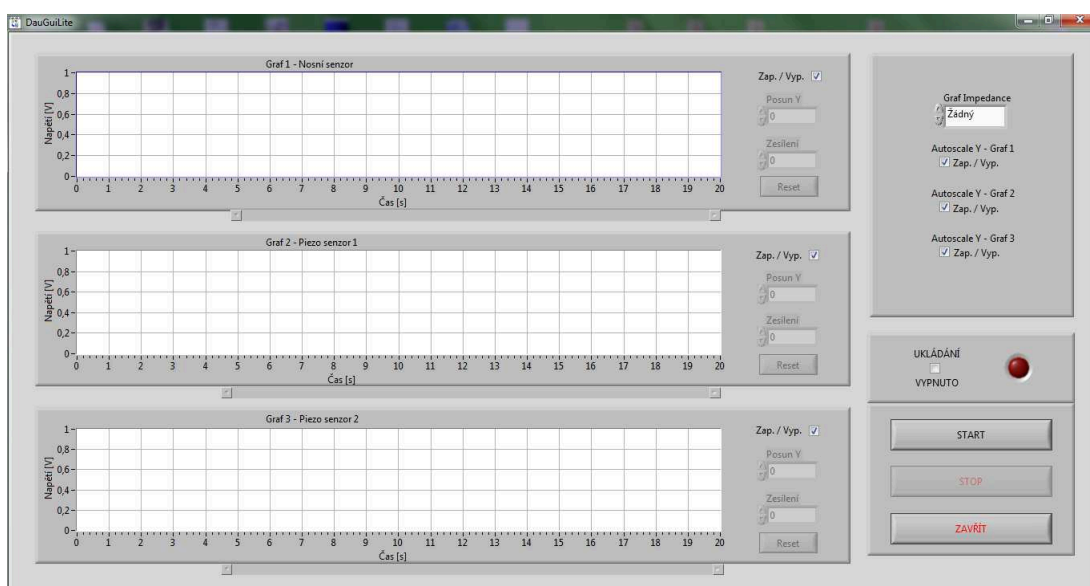
Tab. 5: Požadavky na software jejich použití v jednotlivých verzích

Vzhledem k zachování cíle práce, tedy monitorování dechového cyklu pacienta při radioterapeutickém zákroku byly požadavky na zobrazení dechové frekvence a amplitudových trendů dechové činnosti spíše doplňující naproti základním požadavkům určujícím samotnou efektivitu celého zařízení a tedy i smysl celé této práce.

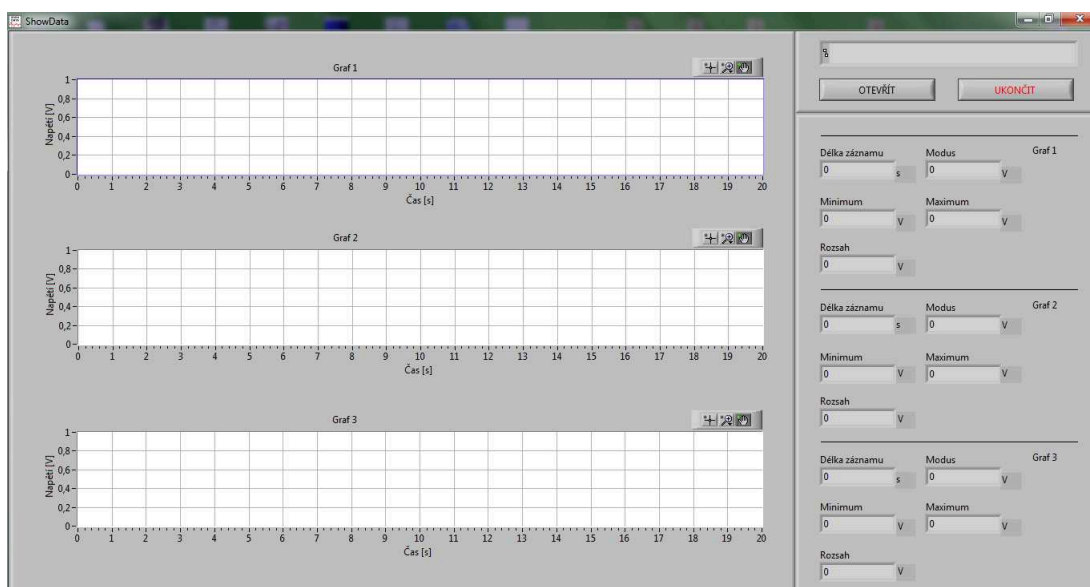
Mimo programy DauGui a DauGuiLite určené pro monitorování dechového cyklu pacienta při radioterapeutickém zákroku byl vytvořen také doplňující program ShowData (viz Obr. 26) k zobrazení záznamů signálů ukládaných do souboru prostřednictvím právě programů DauGui nebo DauGuiLite. Tento jednoduchý zobrazovací program je funkčně nezávislý na obou verzích záznamových programů.



Obr. 24: Vzhled programu DauGui při jeho spuštění



Obr. 25: Vzhled programu DauGuiLite při jeho spuštění

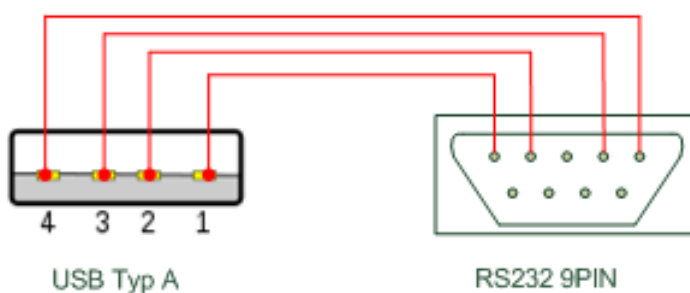


Obr. 26 Vzhled programu ShowData při jeho spuštění

4.8 Realizace datového prodlužovacího vedení

Datové prodlužovací vedení (viz Obr. 15) byl realizován pomocí dvou 5 - ti metrových kabelů, přičemž první 5 - ti metrová část měla na jednom konci zásuvku typu USB A (pro připojení kabelu od modulu bmeng DAU) a na druhém konci vidlici konektoru RS232 DE9 (pro připojení do panelu s konektory – viz Obr. 15). Druhá 5 – ti metrová část datového prodlužovacího vedení začínala vidlicí konektoru RS232 DE9 (panel s konektory) a končila vidlicí konektoru USB A pro připojení k počítači.

Prakticky jde o prodlužovací USB kabel s RS232 DE9 konektory uprostřed pro přemostění panelu s konektory, který podporuje právě zmíněný konektor typu RS232 DE9.



Obr. 27: Jednoduchá změna konektoru z USB A na RS232 DE9 (napětíové úrovně USB zachovány)

5 Testování

Veškeré části dosaženého měřicího řetězce byly testovány především v samotném průběhu jejich vývoje, tedy ve fázi návrhu a poté hlavně ve fázi realizace, kdy byly postupně laděny a testovány. V této kapitole je uvedeno testování poslední verze dosaženého měřicího řetězce a softwaru, kdy součástí testovaného měřicího řetězce je modul obsahující zapojení pro piezoelektrický pás a nosní teplotní senzor, modul bmeng DAU (ADC), piezoelektrický pás, nosní teplotní senzor (upravené kyslíkové brýle) a prodlužovací datové vedení (viz kapitola 4.8) simulující vzdálenost mezi výstupem z modulu bmeng DAU (ADC) a počítačem s nainstalovaným softwarem, který je posledním článkem určeným k samotné interpretaci naměřených dat. Doplňující modul ke snímání změn impedance nebyl v době testování k dispozici, a proto nebude v této části zahrnut.

Zajištěné podmínky při testování byly prakticky identické vůči podmínkám, které by byly poskytnuty při testování v laboratoři, kdy jako měřený objekt byla k dispozici pokusná osoba. Následující tabulka zobrazuje popis počítačových sestav použitých k testování.

Komponenta	Sestava použitá pro testování	Sestava použitá pro návrh, ladění a realizaci
OS	Windows Vista Home Premium (32 bit)	Windows 7 Home Premium (32 bit)
CPU	Intel Core 2 Duo E6750 3,00GHz	Intel Core 2 Duo SU7300 1,30GHz
RAM	4 GB	4GB
GK	GeForce GTX 260	Intel GMA 4500 MHD

Tab. 6: Charakteristiky použitých počítačových sestav

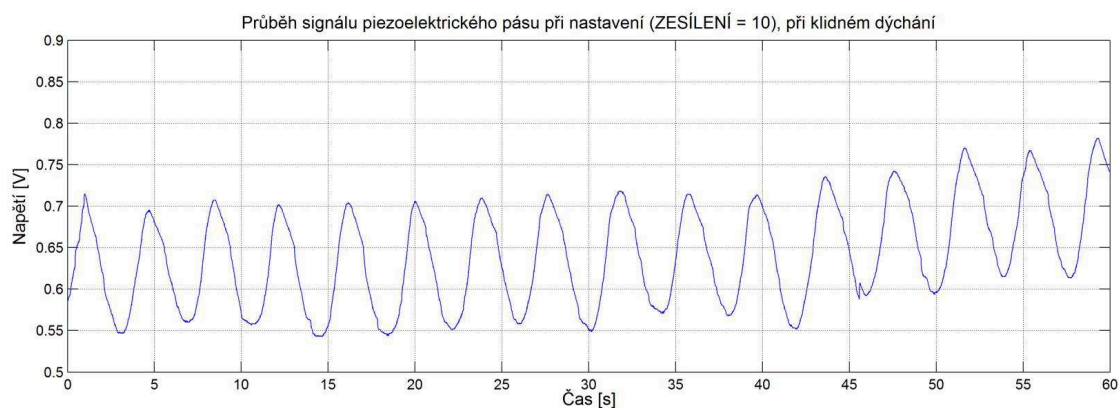
Sestava v levém sloupečku tabulky Tab. 6 byla schopna bez problémů zvládnout obě verze vyvinutého softwaru a naproti tomu druhá sestava již měla problém s náročnější verzí navrženého GUI, z čehož lze přibližně odhadnout hardwarové požadavky pro již zmíněný software.

Jednotlivá měření tohoto testování probíhala dle možností nastavení modulu pro připojení piezoelektrický pásu a nosního teplotního snímače, dle doplňujících možností softwaru a také podle reakce jednotlivých senzorů na určité typy dýchání pokusné osoby. Takto naměřená data byla zpracovávána v programu Matlab R2009a nebo uvedena jako obrázek GUI.

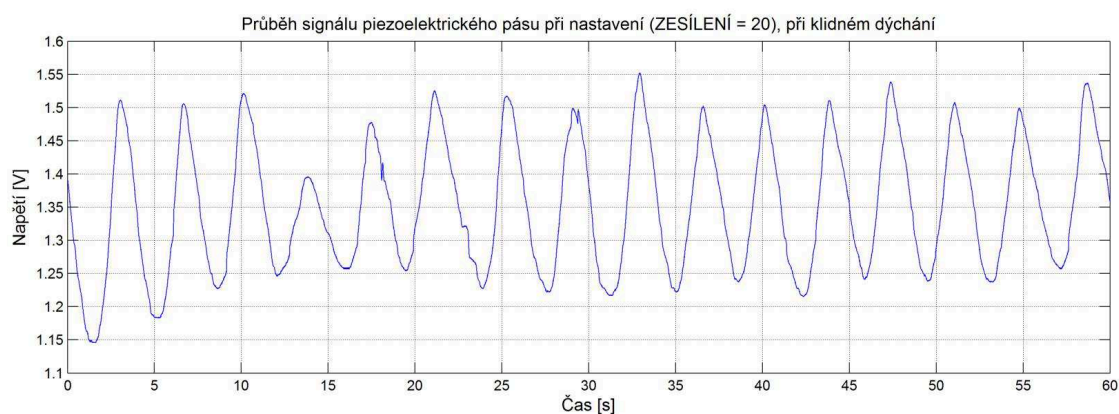
Možnost nastavení	Nosní teplotní senzor		Piezoelektrický pás	
	Hodnota na panelu	Reálná hodnota	Hodnota na panelu	Reálná hodnota
ZESÍLENÍ	1	30	10	11
	2	40	20	21
	3	60	-	-
OFFSET	1	0,625 V	-	-
	2	1,25 V	-	-
	3	2,5 V	-	-

Tab. 7: Vztah mezi reálnými hodnotami nastavení a označením na panelu modulu pro připojení piezoelektrického pásu a nosního teplotního senzoru

5.1 Testování vlivu nastavení zesílení signálu piezoelektrického pásu



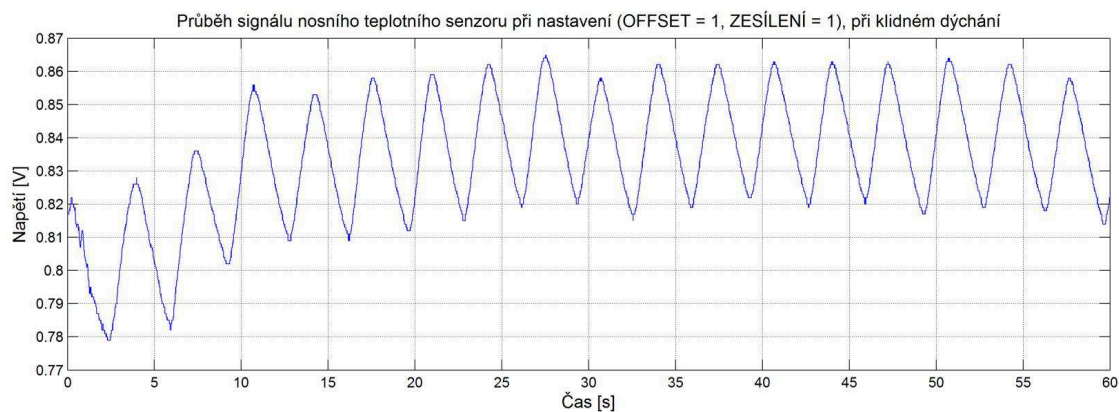
Obr. 28: Graf signálu piezoelektrického pásu při reálném zesílení 11



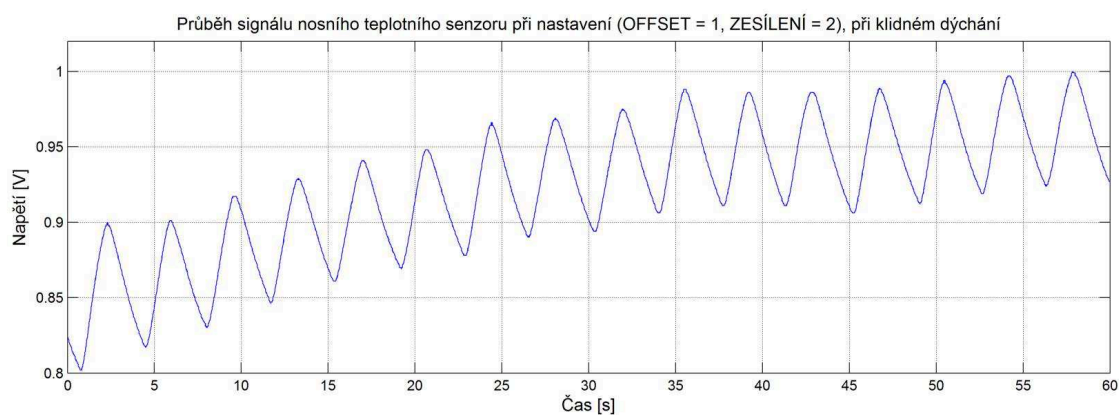
Obr. 29: Graf signálu piezoelektrického pásu při reálném zesílení 21

Při volbě zesílení 11 se signál pohybuje v rozsahu cca 0,2 V, naproti tomu při volbě zesílení 21 je rozsah signálu přibližně 0,4 V. v naměřených průbězích je také možné pozorovat drobné „záchvěvy“ nebo „přeskoky“ signálu, které jsou pravděpodobně způsobeny nelinearitou pohybů tkání při dýchání a také konstrukcí samotného pásu.

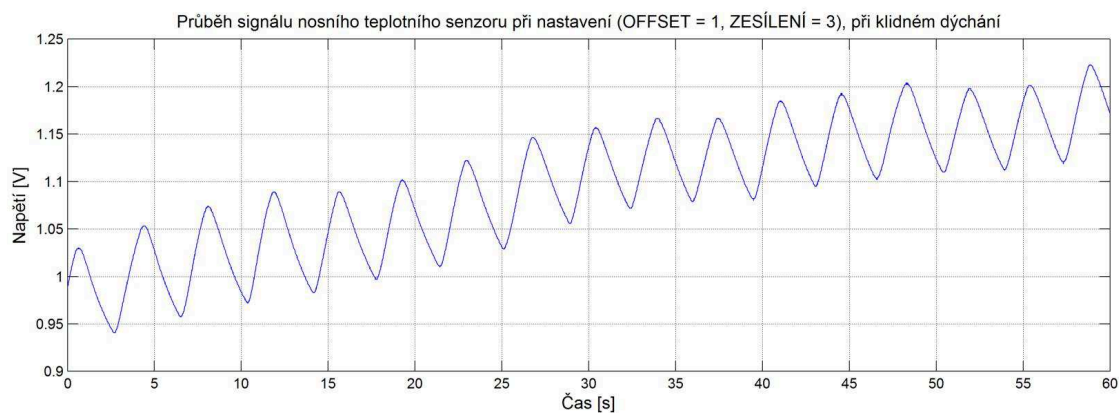
5.2 Testování vlivu nastavení zesílení a offsetu signálu nosního teplotního senzoru



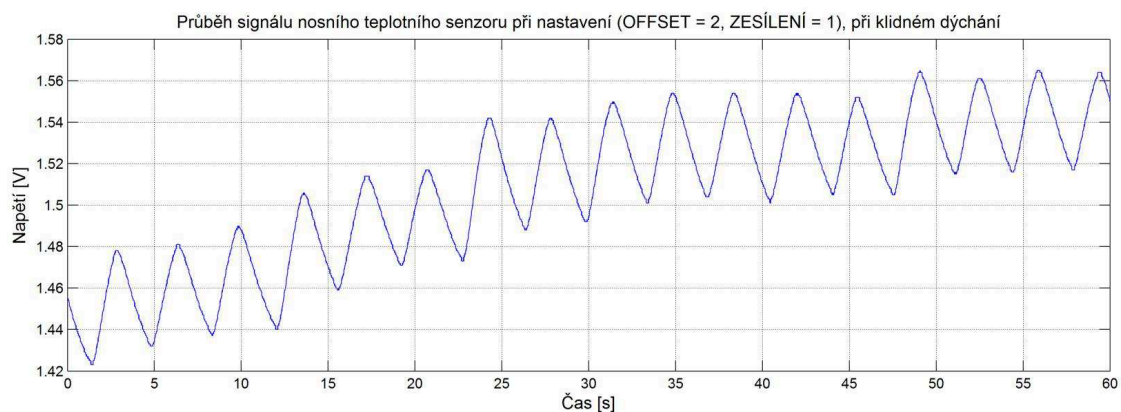
Obr. 30: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 0,625 V a zesílení 30



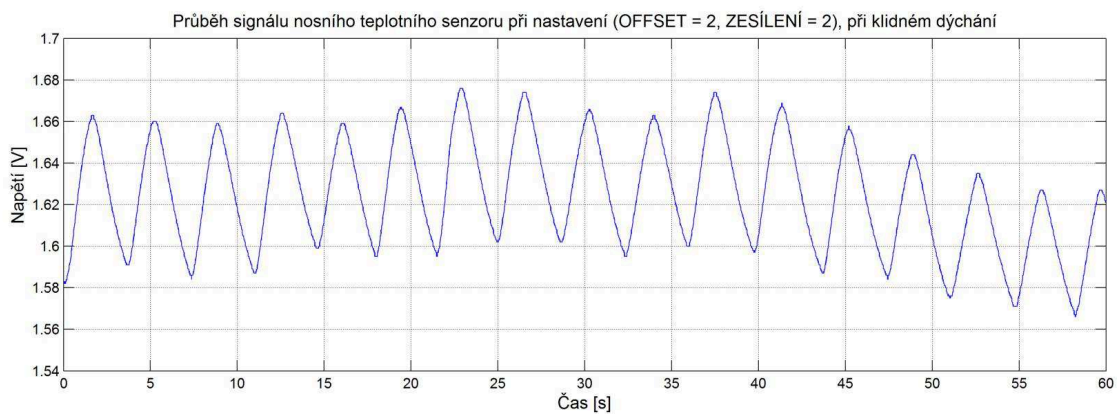
Obr. 31: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 0,625 V a zesílení 40



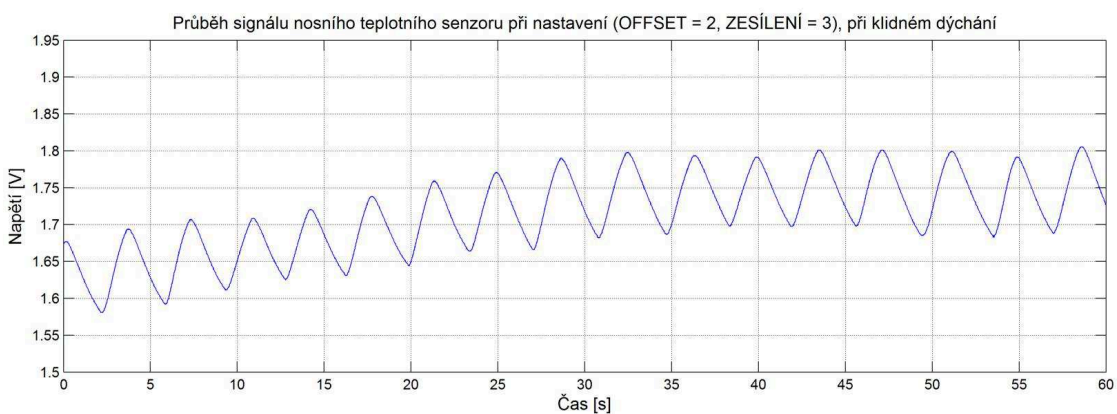
Obr. 32: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 0,625 V a zesílení 60



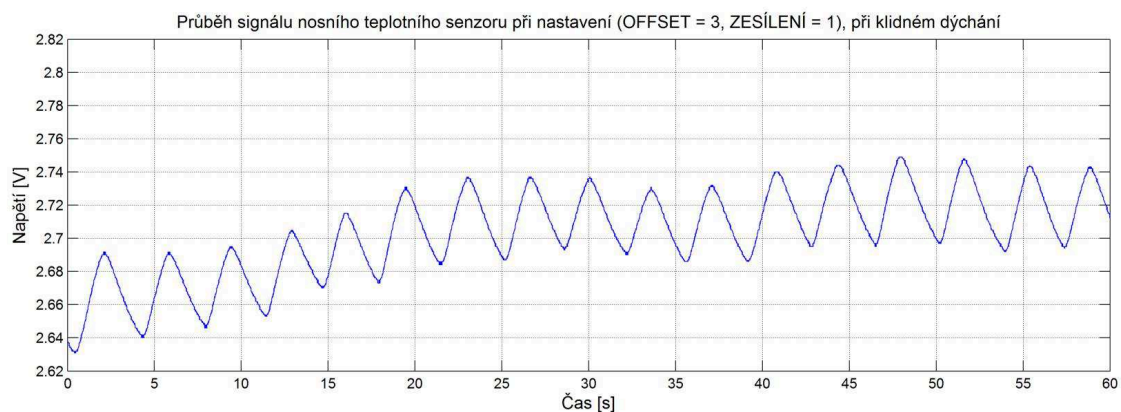
Obr. 33: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 1,25 V a zesílení 30



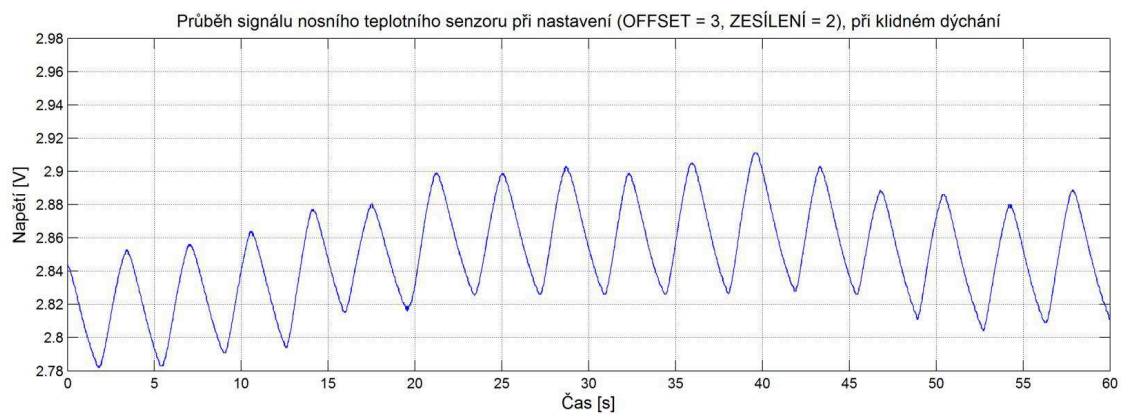
Obr. 34: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 1,25 V a zesílení 40



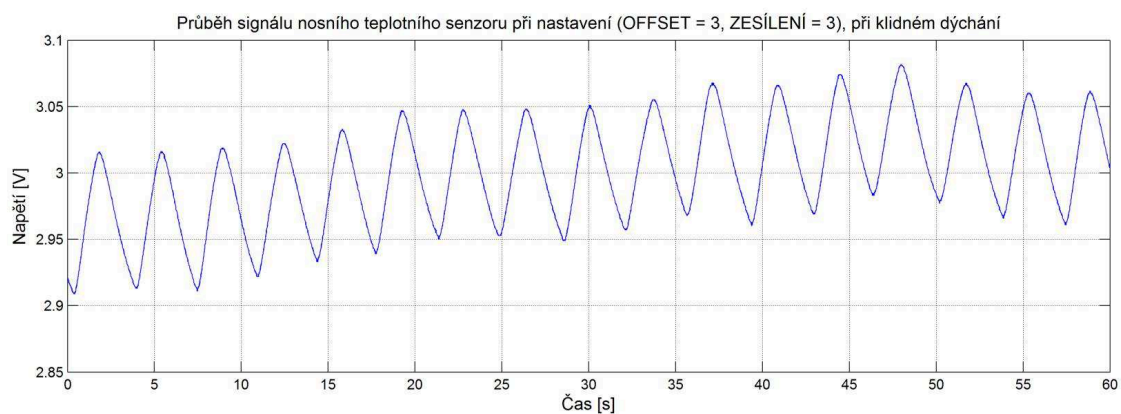
Obr. 35: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 1,25 V a zesílení 60



Obr. 36: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 2,5 V a zesílení 30



Obr. 37: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 2,5 V a zesílení 40

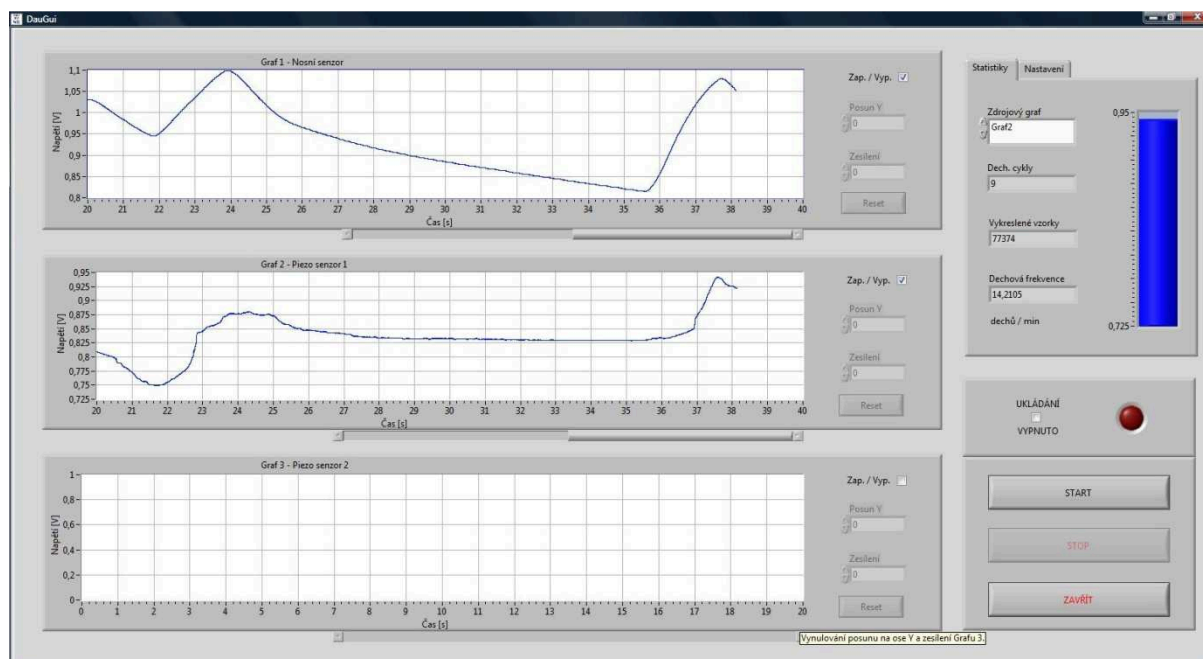


Obr. 38: Graf signálu nosního teplotního senzoru při offsetu 2,5 V a zesílení 60

5.3 Testování reakce senzorů na apnoe pokusné osoby



Obr. 39: Průběh signálu při apnoe pokusné osoby po nádechu

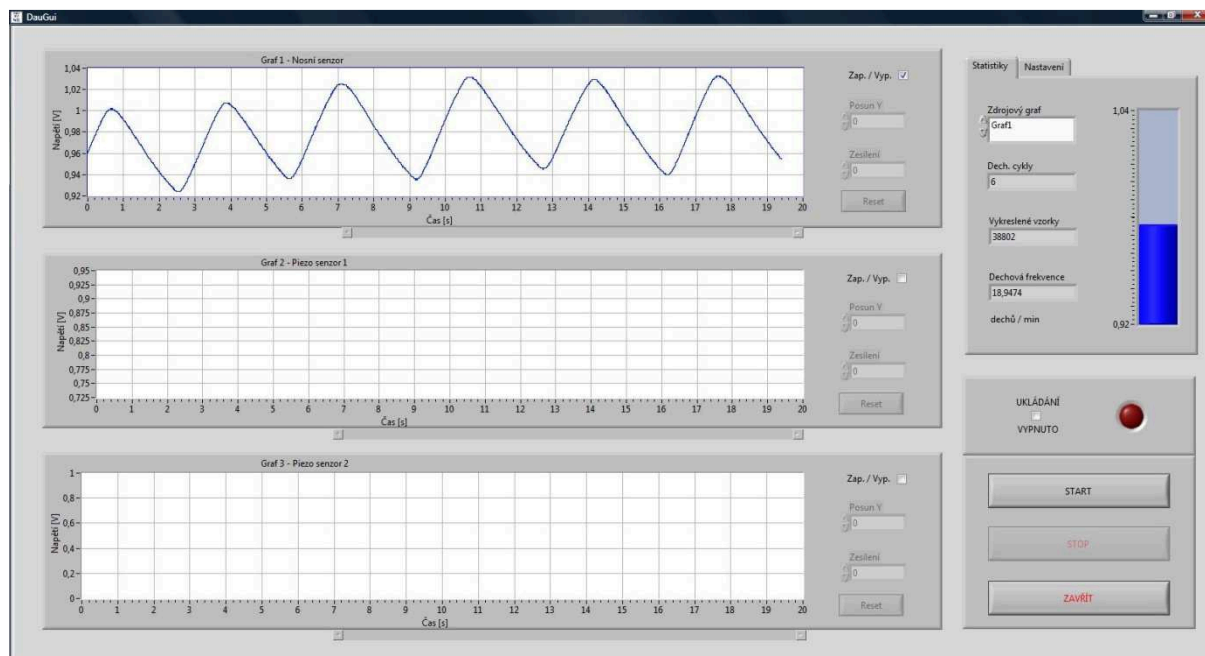


Obr. 40: Průběh signálu při apnoe pokusné osoby po výdechu

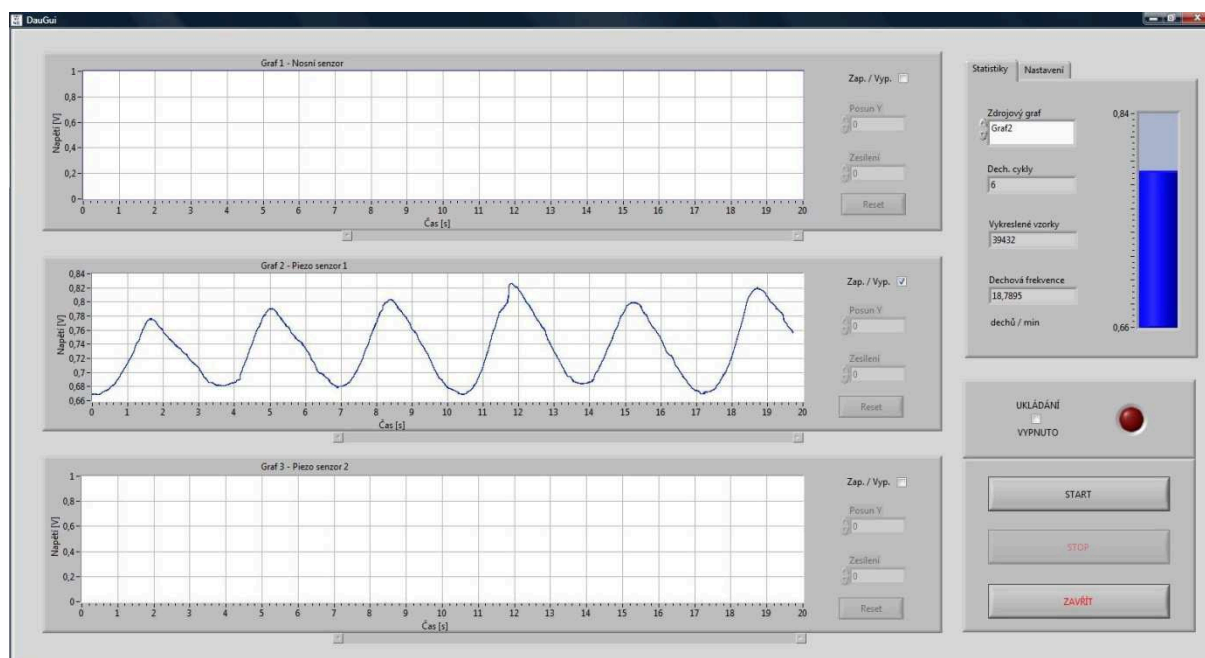
Z tohoto měření je patrné, že jako detektor apnoe (zastavení dýchání) je lepší piezoelektrický pás, jehož průběh je při zastavení dýchání téměř konstantní. U nosního teplotního senzoru dochází k pozvolnému vyrovnávání teploty termistorů, což může být zaměněno za dechovou aktivitu, proto je

nosní teplotní senzor použitelnější spíše při monitorování respirace mimo apnoe (není ovlivněn nelinearitou pohybů tkání při dýchání jako piezoelektrický pás).

5.4 Testování detektoru dechových cyklů v softwaru



Obr. 41: Detektor dechových cyklů (dechové frekvence) dle nosního teplotního senzoru



Obr. 42: Detektor dechových cyklů (dechové frekvence) dle piezoelektrického pásu

Nastavení detektoru dechových cyklů bylo při tomto testu v původních hodnotách.

6 Závěr

Vzhledem k možnostem a dostupným prostředkům si tato práce vytyčila původně poměrně náročné cíle, avšak i přes mnohé nesnáze, které tuto práci doprovázely, byly vytyčené cíle v mnoha případech splněny. Mezi problémy, které se při práci objevily, patří zejména například nevhodný výběr součástí, o čemž bude ještě zmíněno pár slov ve zhodnocení z pohledu dalšího vývoje, nebo naprosto špatný výběr původního vývojového prostředí softwaru. Jedním z vytyčených cílů bylo samozřejmě také splnění zadání práce, určující obecnou náplň celého procesu vypracovávání, kdy jediná napadnutelná část je splnění podmínky záznamu dechové činnosti v reálném čase, která už samotnými možnými nedokonalostmi, ať už softwaru nebo částí měřicího řetězce, nemůže být dokonale splněna, ale i přesto byl kladen důraz na co nejlepší přiblížení se splnění této podmínky. Dalším důležitým cílem této práce byl podnět k řešení dosud ne zcela uspokojivě provedeným ošetřením rizik souvisejících s radioterapeutickou léčbou, kdy i přes obrovské ceny radioterapeutických přístrojů jsou stále některé problémy výrobci přehlíženy. Mezi další méně významné cíle patří zejména drobné konstrukční požadavky, požadavky na software a další, které ne vždy byly splněny, což záviselo především na jejich prioritě a proveditelnosti.

Pokud jde o zhodnocení výsledků práce, tedy zejména zhodnocení výsledků testů dosaženého zařízení a softwaru, pak lze říci, že pro potřeby monitorování stavu respirace pacienta při radioterapeutickém zákroku je při kombinaci obou použitých senzorů požadovaný výsledek dostačující. Pokud by však mělo být zařízení použito i k rozsáhlejší analýze respirace pacienta, pak by zařízení i software pravděpodobně bylo nedostačující, avšak vzhledem k tomu, že tento cíl vytyčen nebyl, pak není důvod k obavám. Další částí testování bylo také ověření některých přídavných funkcí softwaru, například detektoru dechových cyklů, podle kterého byla dále počítána dechová frekvence. Test tohoto přídatku dopadl nad původní očekávání, pokud přihlídneme k faktu, že z důvodu špatně vybraného vývojového prostředí softwaru, mohl být dokonce úplně vyškrtnut. Posledním spíše nepřímo testovaným parametrem byl vliv datového prodlužovacího vedení, při jehož realizaci se vyskytly obavy z úbytku intenzity přenášeného signálu, z důvodů délky vedení a zachování napěťových úrovní pro USB kabely. Avšak tyto obavy byly testováním vyvráceny, protože mezi zapojením bez prodlužovacího vedení a zapojením s prodlužovacím vedením nebyl prakticky žádný znatelný rozdíl.

Co se týče autorova přínosu, je vše poměrně jasné po přečtení celé práce, avšak pro úplnost autor vypracoval samostatně návrh, realizaci a testování nosního teplotního snímače, návrh zapojení, realizaci zapojení a testování piezoelektrického pásu, který byl zapůjčen školou a vyroben firmou ADInstruments, návrh, realizaci a testování softwaru ve vývojovém prostředí LabView 2011 Student Edition od firmy National Instruments. Mezi další autorem vypracované části patří například realizace a testování datového prodlužovacího vedení nebo realizace dokumentace patřící k autorem vytvořeným částem.

Pokud přihlídneme k faktu, že se tato práce, jako téměř každá kvalifikační práce, potýkala s problémy, pak je nutné uvést několik námětů k možnému zlepšení. Takovým námětem by mohla být poněkud lepší optimalizace softwaru, použití jiného typu analogově-digitálního převodníku, což by znamenalo rozsáhlé změny jak v hardwaru měřicího řetězce, tak v softwaru, nebo zdokonalení datového toku mezi použitým analogově-digitálním převodníkem a softwarem, což by na oplátku zase znamenalo vývoj ovladačů pro tento analogově-digitální převodník. Posledním návrhem ke zlepšení

by mohlo být zkvalitnění materiálů použitých ke konstrukci zařízení, ale to by mělo pravděpodobně neblahý vliv na konečnou cenu a dostupnost.

Na úplný závěr by mělo být zmíněno, že veškeré další přílohy, tedy jak samotný software, tak zdrojové soubory softwaru, které nejsou přímo uvedeny v tomto dokumentu, jsou přiloženy do elektronických příloh.

7 Použité zdroje

- [1] PENHAKER, M; IMRAMOVSKÝ, M; TIEFENBACH, P; KOBZA, F. *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. 1. vydání. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] SPURNÝ, V; ŠLAMPA, P. *Moderní radioterapeutické metody: Základy radioterapie - VI. Díl*. 1. vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999. 118 s. ISBN 80-7013-267-1
- [3] TROJAN, S aj. *Lékařská fyziologie*. 4. vydání. Praha: Grada Publishing, 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5
- [4] JIRÁK, Z aj. *Fyziologie pro bakalářské studium na FZS OU*. 2. vydání. Ostrava: Ostravská univerzita, 2009. 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7
- [5] HORÁČEK, J. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotnickým zaměřením*. 1. vydání. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2006. 113 s. ISBN 80-248-1203-7
- [6] HEŘMAN, P. *Biosignály: z pohledu biofyziky* [online]. 1. vydání. Praha: [s. n.], 2006, 10. 3. 2011 [cit. 2011-12-21]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikisource.org/wiki/Biosign%C3%A1ly_z_pohledu_biofyziky#Biosign.C3.A1ly_v_organismu>. ISBN 80-902899-7-5
- [7] NOVOTNÝ, I; HRUŠKA, M. *Biologie člověka pro gymnázia*. 3. vydání. Praha: Nakladatelství učebnic FORTUNA, 2005. 240 s. ISBN 80-7168-819-3
- [8] FUANG, GWO, HO. *4D CD For lung planning* [online]. 2009. Dostupné z WWW: <http://radiology.um.edu.my/cbie/2009/resources/imaging_rt/05-4d_ct_lung_planning.pdf>

8 Seznam příloh

Příloha I – Celkové schéma zapojení modulu nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů

Příloha II – Fotografie spodní strany DPS nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů

– Fotografie osazené strany DPS nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů

Příloha III – Obecné diagramy algoritmů softwaru a detektoru dechových cyklů

Příloha IV – Schéma modulu pro měření impedance

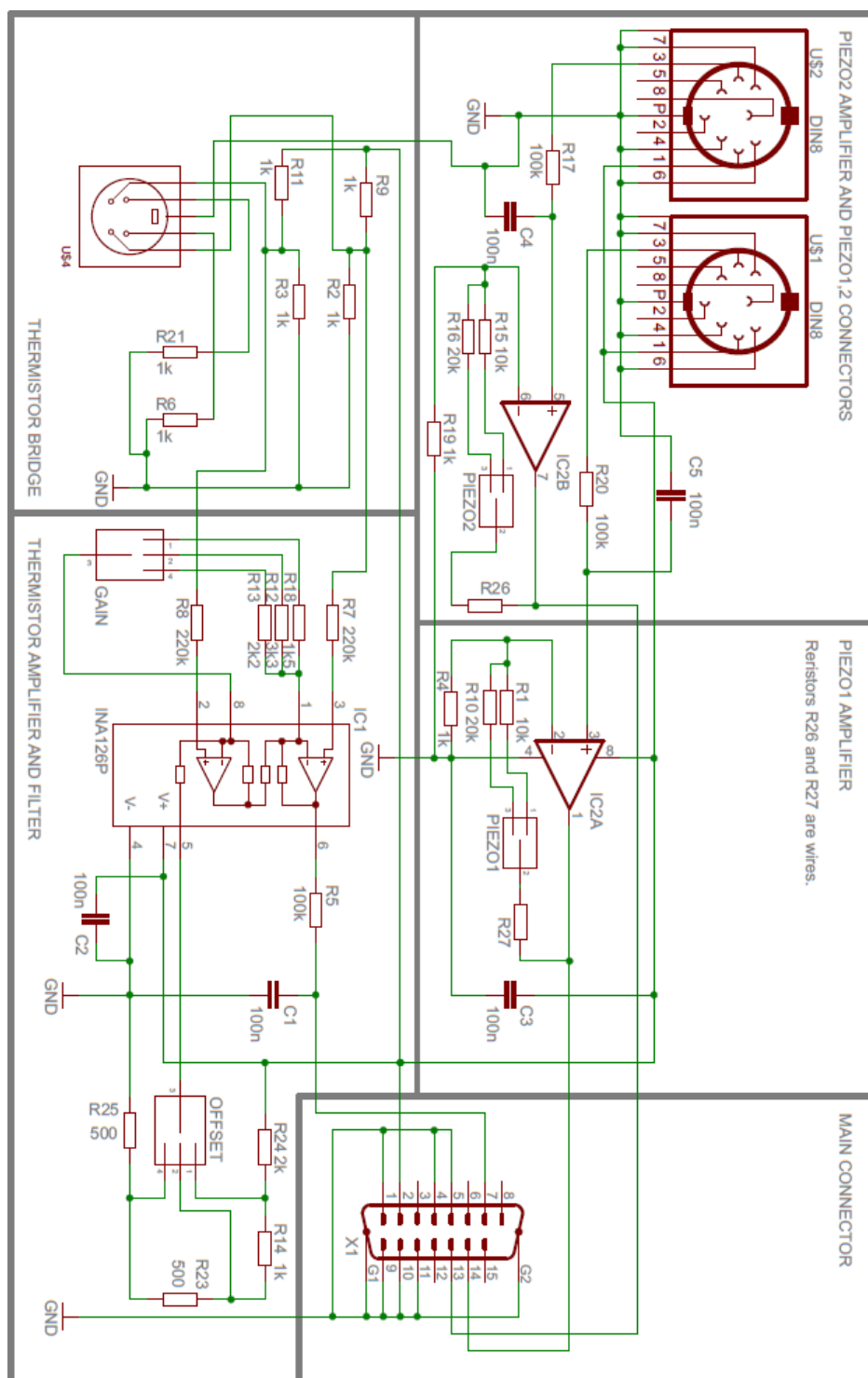
Příloha V – DPS pro modul měření impedance

– DPS pro modul měření fázového posunu

Příloha VI – Schéma modulu pro měření fázového posunu

Příloha VII – Jednoduchý manuál k zařízení a softwaru

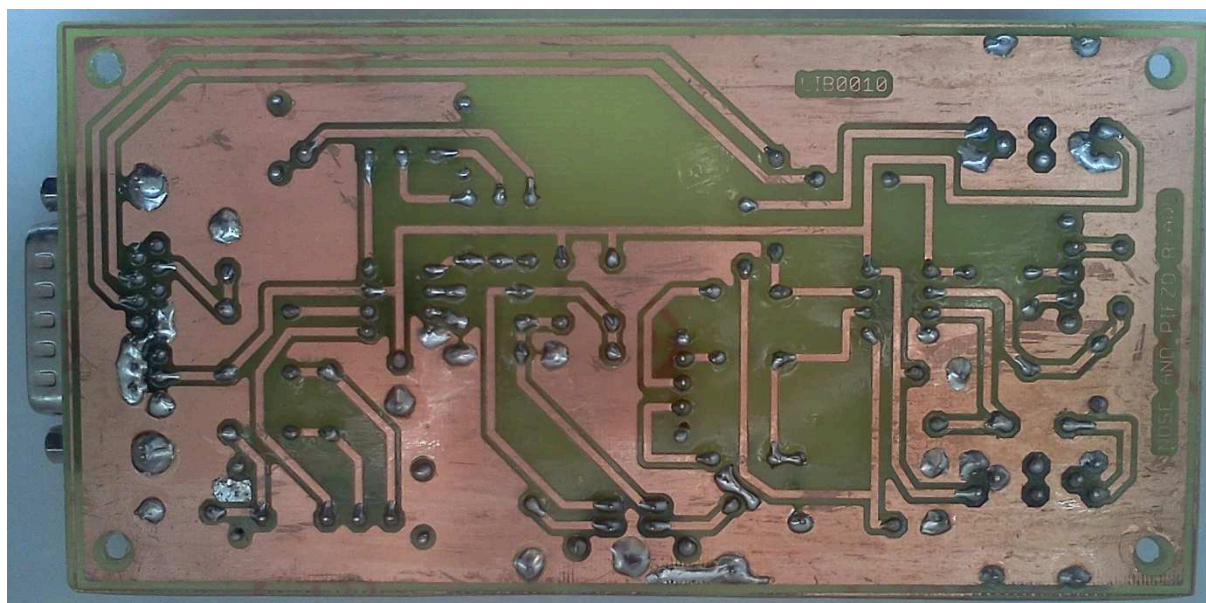
Příloha I – Celkové schéma zapojení modulu nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů



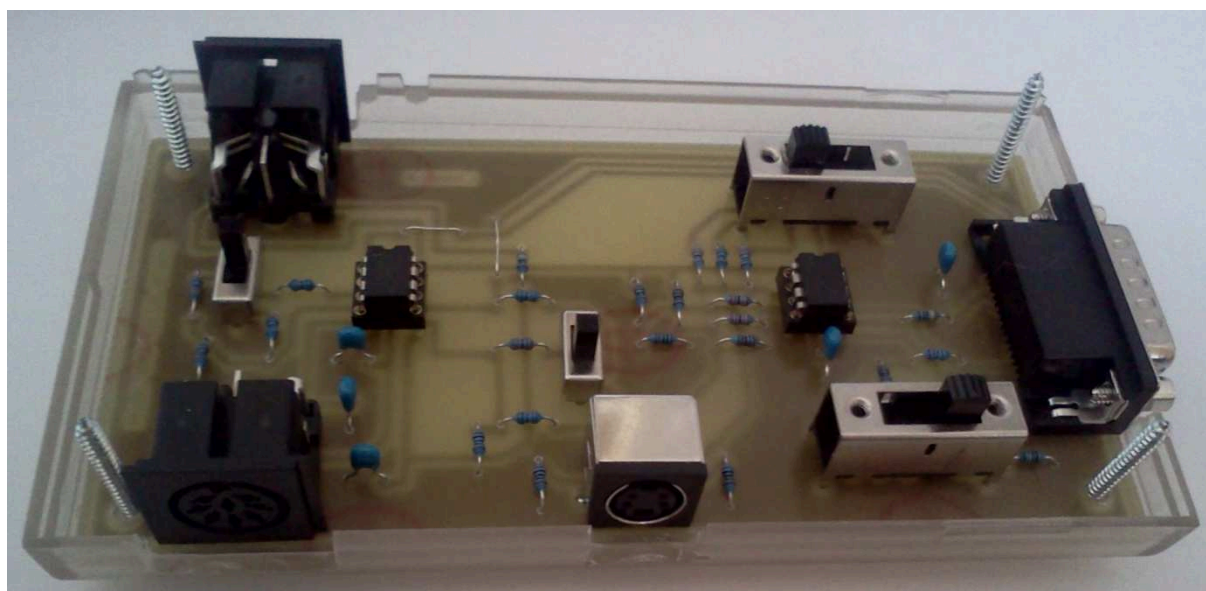
Obr. 43: Celkové schéma zapojení modulu pro připojení piezoelektrického pásu a nosního teplotního senzoru

Příloha II - Fotografie spodní strany DPS nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů

- Fotografie osazené strany DPS nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů

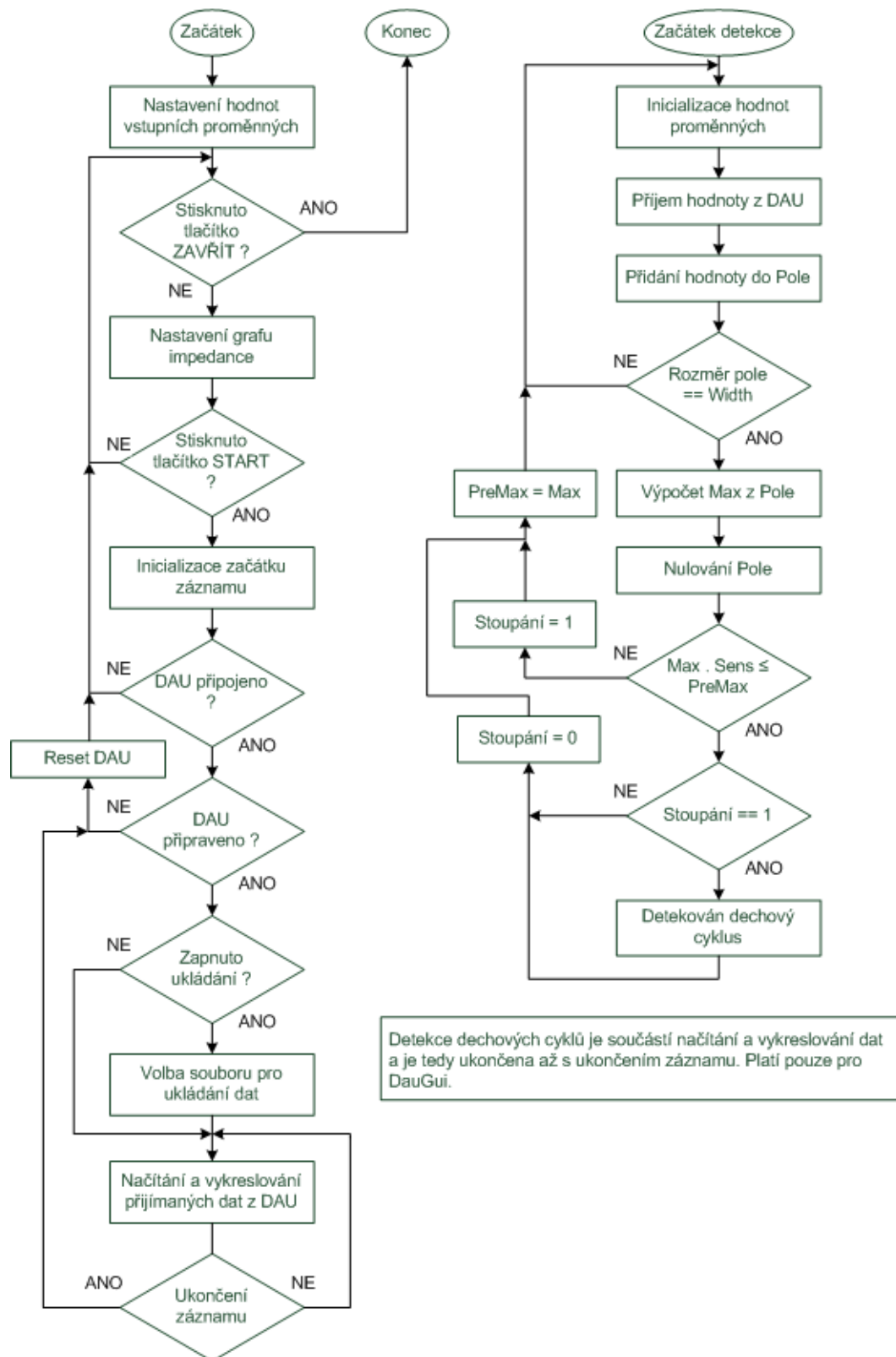


Obr. 44: Fotografie spodní strany DPS nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů



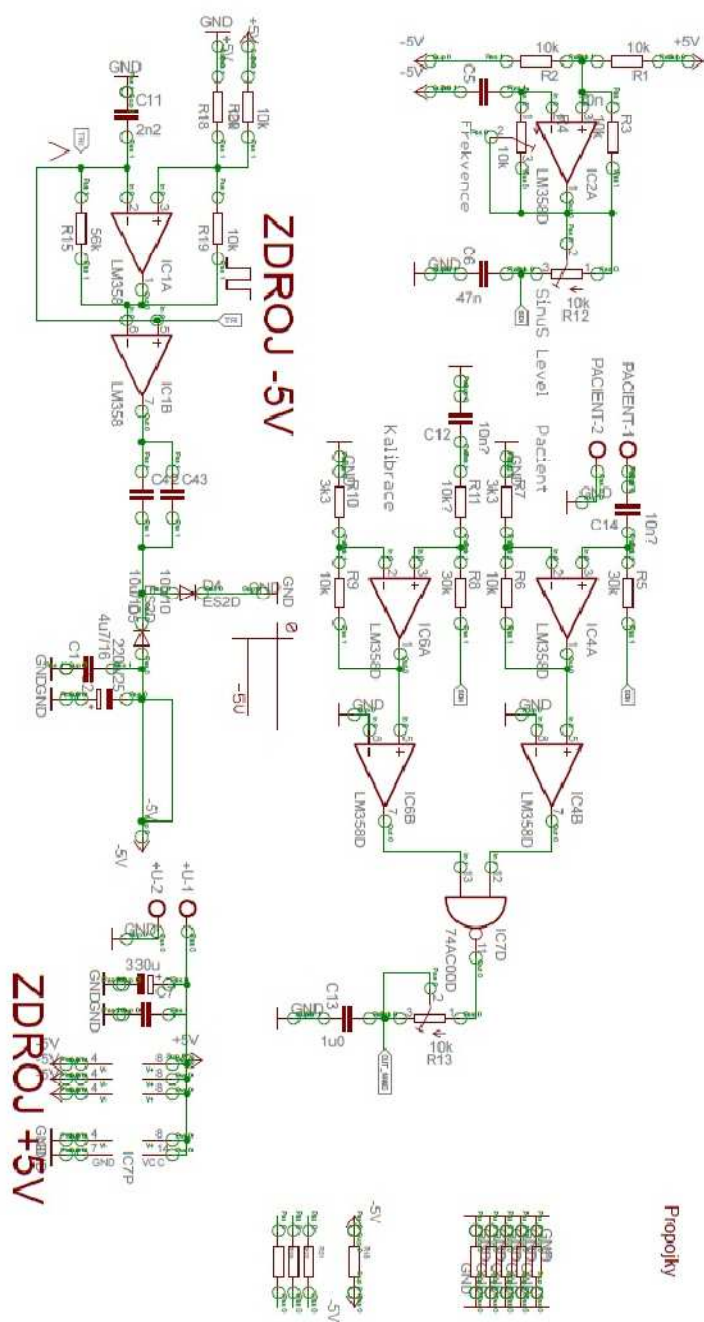
Obr. 45: Fotografie osazené strany DPS nosního teplotního snímače a piezoelektrických pásů

Příloha III - Obecné diagramy algoritmů softwaru a detektoru dechových cyklů



Obr. 46: Obecný diagram algoritmu softwaru (vlevo) a detektoru dechových cyklů (vpravo)

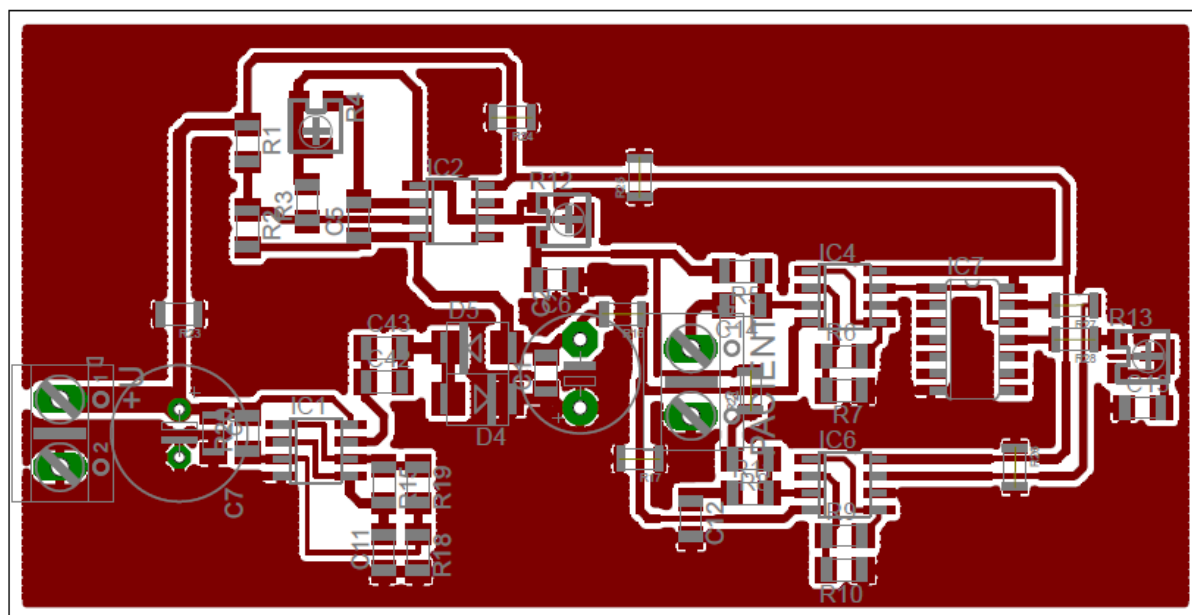
Příloha IV – Schéma modulu pro měření impedance



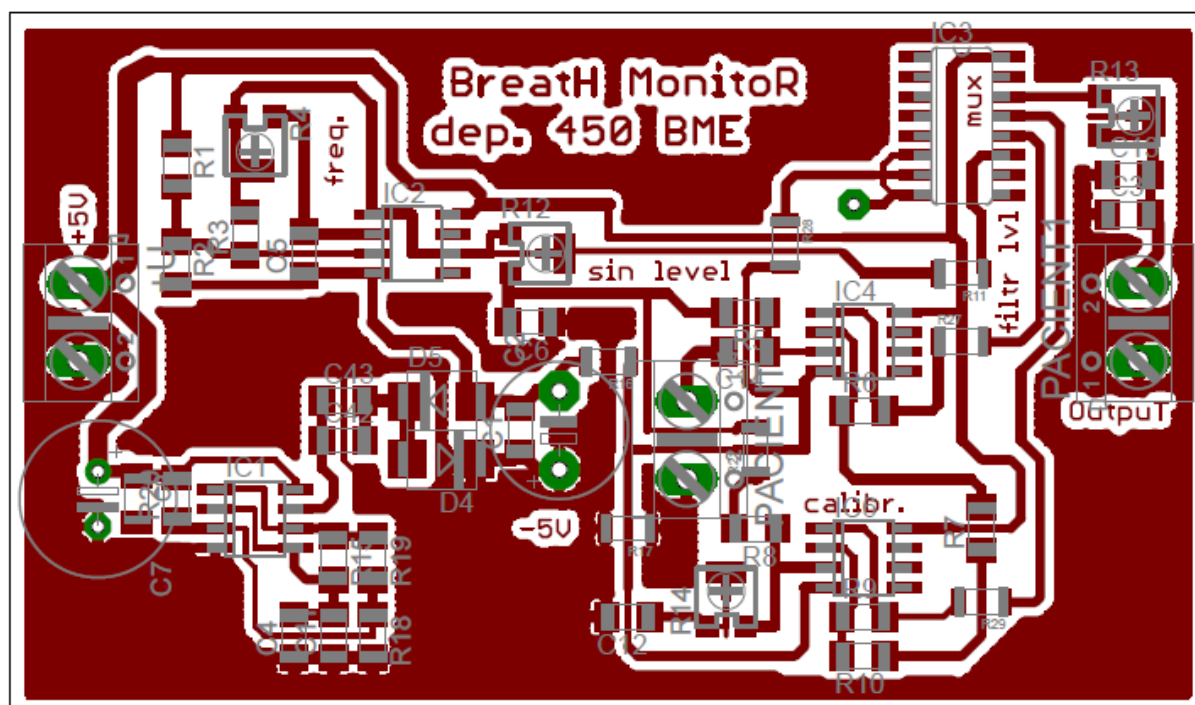
Obr. 47: Schéma modulu pro měření impedance

Příloha V - DPS pro modul měření impedance

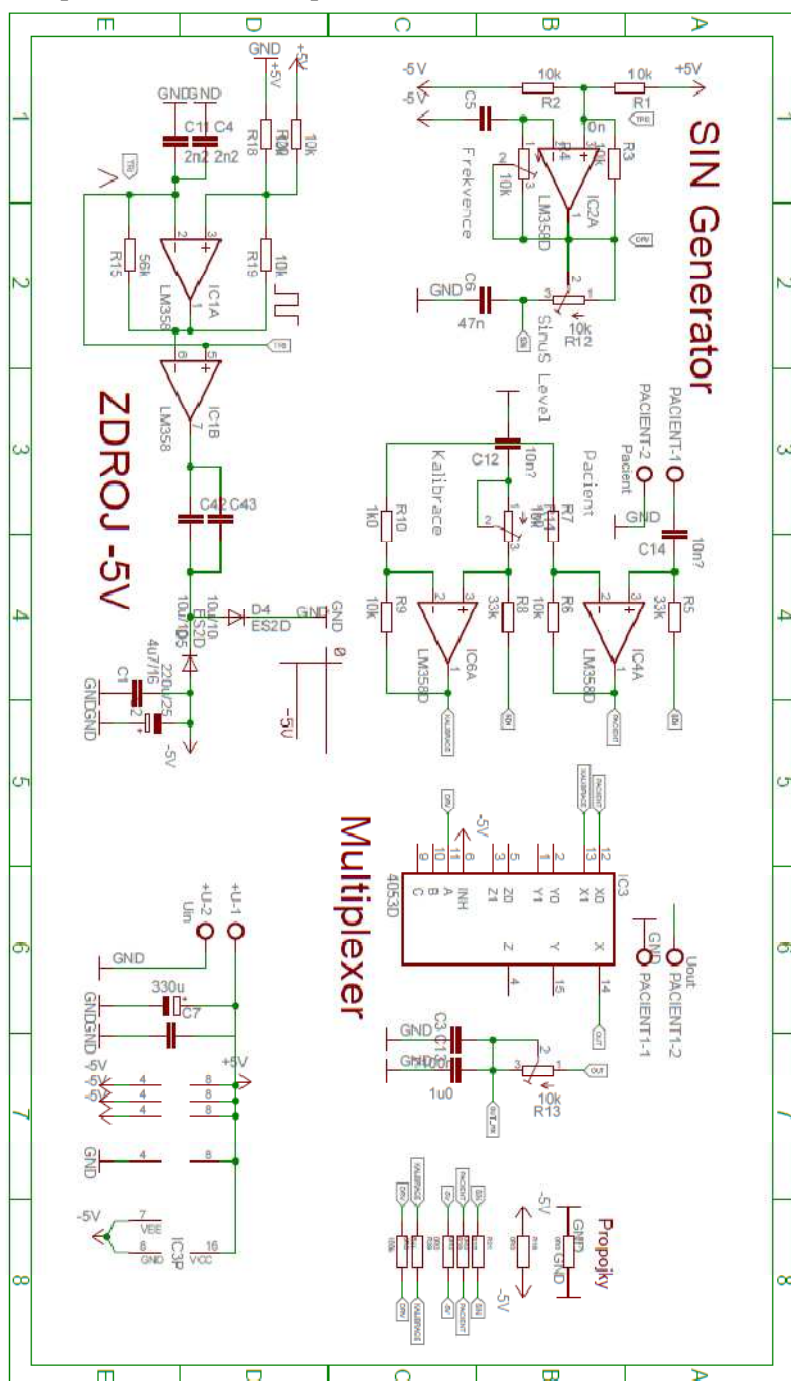
- DPS pro modul měření fázového posunu



Obr. 48: DPS pro modul měření impedance



Obr. 49: DPS pro modul měření fázového posunu



Obr. 50: Schéma modulu pro měření fázového posunu

Manuál k zařízení monitorující dechovou činnost a softwaru určenému k tomuto zařízení

Obsah manuálu

1. Součásti zařízení a softwaru, požadavky.....	3
2. Možnosti zapojení.....	4
3. Program DauGuiLite a jeho části (méně výkonově náročný).....	5
4. Program DauGui a jeho možnosti.....	6
5. Program ShowData a jeho možnosti.....	7

1. Součásti zařízení a softwaru, požadavky

Mezi součásti zařízení patří:

- 1x kabel cca 5m, (MALE USB A – MALE RS232 DE9), **S1**
- 1x kabel cca 5m, (MALE RS232 DE9 – FEMALE USB A), **S2**
- 1x prodlužovací USB kabel k modulu bmeng DAU, **S3**
- 1x modul bmeng DAU **S4**
- 1x modul k připojení piezoelektrického pásu a nosního snímače, **S5**
- 1x nosní teplotní snímač v provedení kyslíkové brýle (Mini DIN 4), **S6**
- 1x (2x) piezoelektrický pás (DIN 8) s prodlužovacím pásem, **S7**

Mezi součásti softwaru patří:

- ovladač k modulu bmeng DAU (složka \Software\DauDriver)
- program DauGui
- program DauGuiLite
- program ShowData

Požadavky na zprovoznění softwaru:

SW: LabView 2010 Runtime Engine nebo novější

- ke stažení na www.ni.com nebo je součástí každé instalace programu LabView

HW (doporučené):

- Operační systém: Windows XP/Vista/7
- Procesor: dvou jádrový, okolo 2 GHz
- Operační paměť: 2GB
- Místo na disku: min. 500 MB

2. Možnosti zapojení

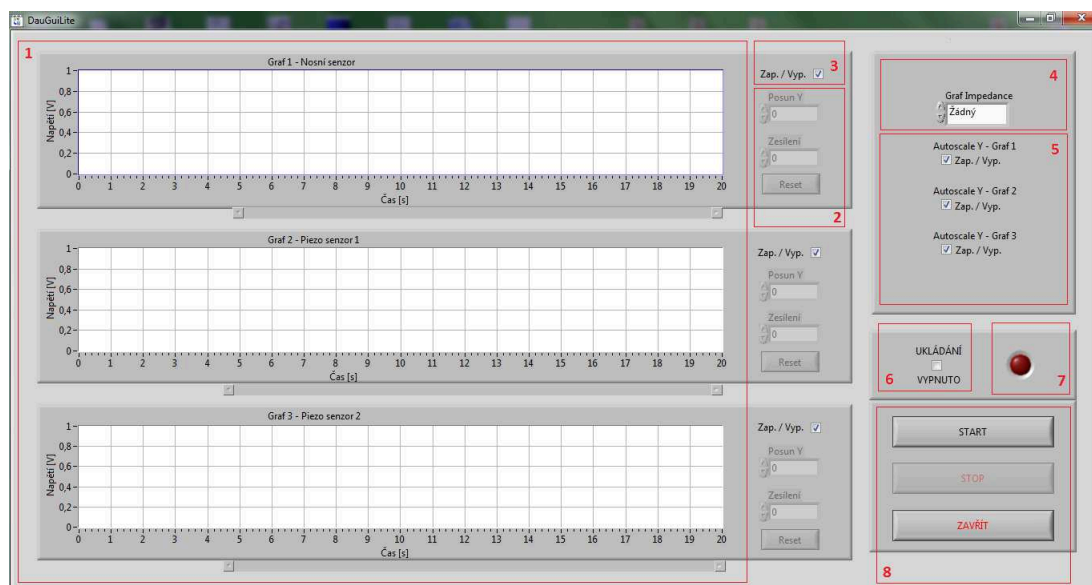
Standardní zapojení celého měřicího řetězce dle seznamu součástí:

1. pomocí **S1** propojení počítače s panelem konektorů;
2. s **S2** propojit druhou stranu panelu s konektory s **S3**;
3. pokud není potřeba **S1** a **S2** pak se **S3** připojí přímo do počítače;
4. připojení **S3** k **S4**;
5. zapojení **S5** do Kanálu 2 součásti **S4**;
6. připojení **S6** do konektoru Mini Din 4 součásti **S5**;
7. připojení jednoho nebo dvou **S7** do **S5**;
8. pomocí **S8** umístění jednoho nebo dvou **S7** na měřenou osobu;
9. umístění **S6** na měřenou osobu;
10. dodatečně je možné do Kanálu 1 součásti **S4** připojit další modul, který však musí být kompatibilní s bmeng DAU;

Samozřejmě že je možné používat pouze jeden z přiložených snímačů.

3. Program DauGuiLite a jeho části (méně výkonově náročný)

Program DauGuiLite k záznamu dat z modulu bmeng DAU, především pak k záznamu dechové činnosti měřené osoby.



1 – Grafy pro zobrazení naměřených dat, každý graf je označen číslem (Graf 1, ...) a typem senzoru, jehož data aktuálně zobrazuje.

2 – Hodnota **Posun Y** realizuje posun zobrazovaného signálu na ose Y dle zadané hodnoty uživatelem a hodnota **Zesílení** realizuje násobení signálu, tedy zesílení hodnotou zadanou uživatelem. Tlačítko **Reset** při stisku uživatelem nuluje hodnoty **Posun Y** a **Zesílení**. Všechny tři výše zmíněné prvky jsou pro každý graf zvlášť a jsou aktivní až po stisknutí tlačítka **START**.

3 – Tímto zaškrtnutím políčkem může uživatel zapínat nebo vypínat jednotlivé grafy.

4 – Prvek Graf Impedance určuje ve kterém grafu (Graf 1 až 3) bude zobrazen signál z impedanční části zařízení. Volbu grafu může uživatel uplatnit pouze, pokud je tlačítko **STOP** neaktivní (nejsou přijímána a vykreslována žádná data).

5 – Těmito zaškrtnutými políčky může uživatel zapnout nebo vypnout automatické přizpůsobování měřítka osy Y jednotlivých grafů nezávisle na typu signálu.

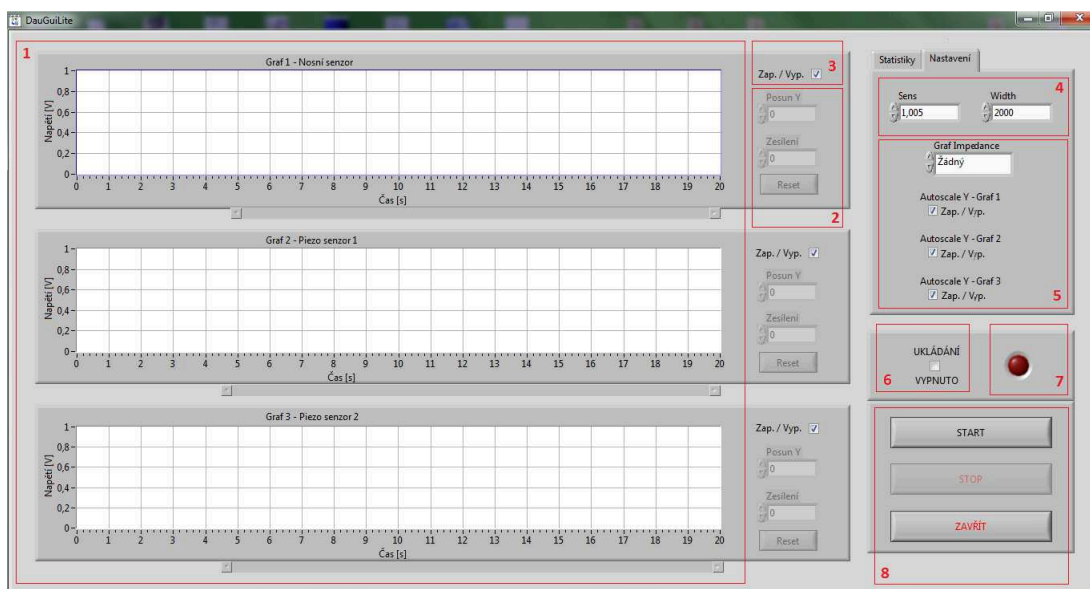
6 – Tímto zaškrtnutím políčkem může uživatel zvolit, zda se po stisknutí tlačítka **START** budou data ukládat do souboru (zvoleného uživatelem právě po stisknutí tlačítka **START**). Tento prvek je aktivní pouze, pokud je tlačítko **STOP** neaktivní (nejsou přijímána a vykreslována žádná data).

7 – Tmavě červená barva signalizuje neaktivní ukládání a jasně červená signalizuje, že jsou data zapisována do zvoleného souboru. Tato signálka má pouze informativní charakter.

8 – Tlačítko **START** spouští vykreslování zvolených signálů, tlačítko **STOP** jej zastavuje a tlačítko **ZAVŘÍT** ukončuje program DauGuiLite. Po stisknutí tlačítka **START** je toto tlačítko po dobu vykreslování transformováno na tlačítko **SMAZAT**, které smaže data ve všech grafech (nemá vliv na data ukládaná do souboru).

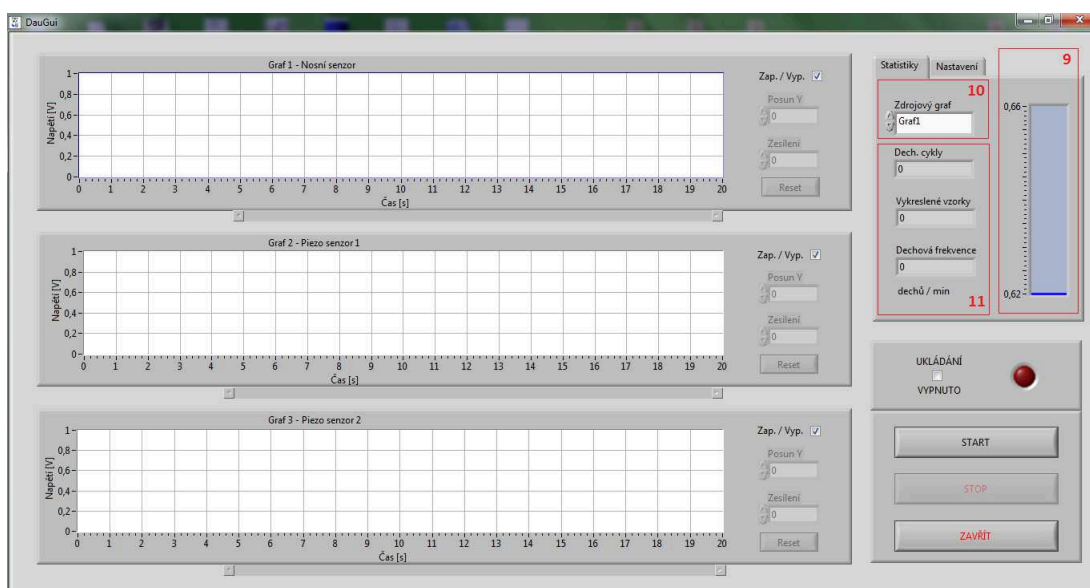
4. Program DauGui a jeho možnosti

Stejně jako program DauGuiLite slouží tento program k záznamu dat z modulu bmeng DAU, a to dat signálů vzniklých dechovou činností měřené osoby.



1, 2, 3, 5, 6, 7, 8 – Prvky s totožnými vlastnostmi jako ve verzi Lite (DauGuiLite).

4 – Hodnota **Sens** určuje citlivost detektoru vrcholů (peaků) signálu pro určení dechové frekvence (viz 11). Doporučená hodnota je 1,005, a pokud je hodnota menší, pak je detektor citlivější (může docházet k detekci falešných vrcholů), naopak pokud je větší, pak je detektor méně citlivý (může docházet k nedetekování některých vrcholů). Hodnota **Width** představuje velikost intervalu (ve vzorcích), ve kterém je předpokládán vrchol a její hodnota tedy závisí na typu dýchání měřené osoby (klidné dýchání, rychlé dýchání apod.), což znamená, že čím rychleji měřená osoba dýchá, tím menší bude právě hodnota **Width** (doporučená hodnota je 2000).



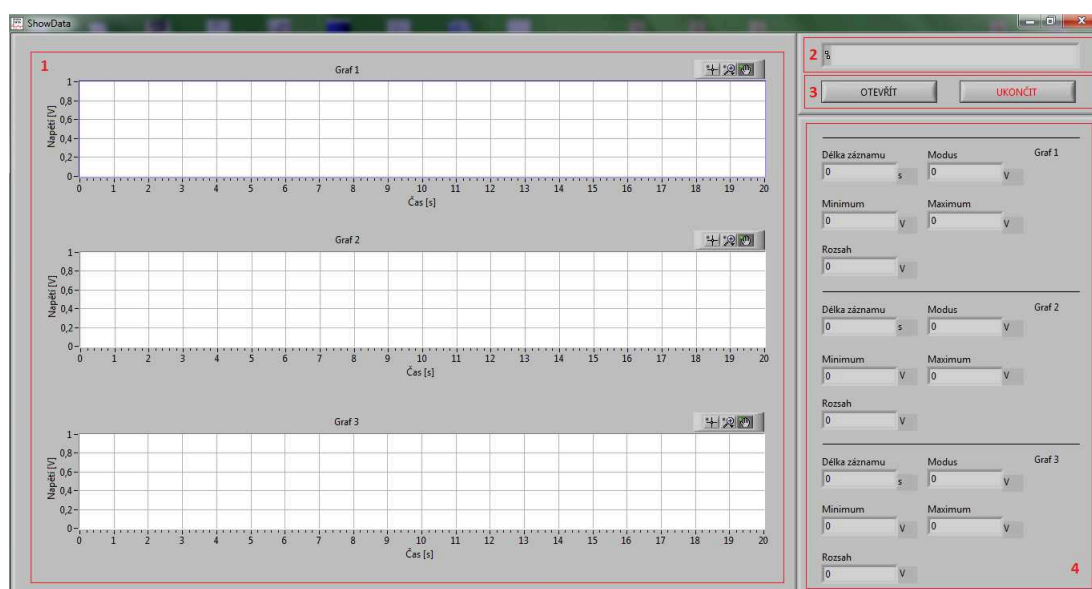
9 – Bargraf vykreslující aktuální hodnotu vybraného signálu/grafu (Zdrojový graf) jehož meze jsou aktualizovány podle zvoleného grafu.

10 – Pomocí tohoto prvku uživatel vybírá, který graf (nezávisle na zobrazovaném signálu) slouží jako zdroj dat pro bargraf a detektor vrcholů pro výpočet přibližně dechové frekvence.

11 – Hodnota **Dechové cykly** určuje množství aktuálně detekovaných vrcholů signálu, hodnota **Vykreslené vzorky** určuje hodnotu naposledy přijatého vzorku všemi grafy (nejde o součet všech vzorků ve všech grafech) a hodnota **Dechová frekvence** určuje přibližný počet dechů za minutu v závislosti na počtu detekovaných vrcholů a času záznamu. Všechny tři tyto hodnoty jsou mazány společně s grafy při stisknutí tlačítka **SMAZAT** (viz výše).

5. Program ShowData a jeho možnosti

Program ShowData slouží k zobrazování zaznamenaných dat programy DauGui nebo DauGuiLite a to nezávisle na těchto programech.



1 – Grafy pro zaznamenaná data libovolných signálů, která jsou výstupem programů DauGui.exe a DauGuiLite.exe pokud byl záznam ukládán. Každý z grafů má své možnosti editace vertikální, horizontální nebo celkový zoom, prohlížení grafu apod. (viz nástrojová lišta nad každým grafem vpravo).

2 – Prvek pro zobrazení celkové cesty k souboru na disku, cesta je zobrazena až po otevření souboru.

3 – Tlačítko **OTEVŘÍT** pro výběr souboru a jeho otevření v programu, tlačítko **UKONČIT** pro ukončení programu.

4 – Některé základní parametry zobrazených signálů (zaznamenaných dat) – doplňující informace.